

ENSAM - Paris
Laboratoire de Biomécanique (LBM)
Rapport de stage de M2

Encadrants LBM : Sébastien Laporte, Sandra Guérard
Encadrant LMT : Stéphane Pattofatto

Etude du comportement du ligament croisé antérieur du lapin en quasi-statique et en dynamique.

Virginie Fortineau

Paris, le 23 juin 2010

TABLE DES MATIÈRES

1	Du projet	5
1.1	Enjeux	5
1.2	Le ligament croisé antérieur (LCA)	5
1.3	Synthèse bibliographique	6
1.4	Problématique	9
2	De l'expérience	10
2.1	Les échantillons	10
2.2	Les essais	11
2.3	Les mesures obtenues	15
3	De la modélisation	19
3.1	Quantification de la viscosité	19
3.2	Choix du modèle	20
3.3	Détermination des paramètres du modèle	22
4	Du complexe ligament/os/fixation au ligament	24
4.1	Le complexe fixation/os/ligament	24
4.2	Le complexe os/ligament, ou FATC	26
4.3	Le ligament	28
5	De la rupture	31
5.1	Arrachement osseux	31
5.2	Mécanismes de rupture	31
6	Ce qu'il reste à faire	35
6.1	Une étude en stéréo	35
6.2	Compréhension globale de la rupture : approche biochimique et histologique	35
6.3	Un modèle "ligament"	37
7	Conclusion	38
7.1	Conclusion sur le protocole	38
7.2	Apport de l'imagerie	38
7.3	Conclusion sur les résultats	39
7.4	Limites	39

8 Annexes	42
8.1 Articles	42
8.2 Synthèse bibliographique	43
8.3 Fiche de suivi échantillon	47
8.4 Corrélation	48
8.5 Etude à faible vitesse et en dynamique	50

Le but de ce projet de master est d'étudier le comportement mécanique du ligament croisé antérieur du lapin à différentes vitesses de sollicitation. S'appuyant en grande partie sur l'expérimentation, et fort des résultats des études antérieures, ce projet vise, à mieux comprendre les mécanismes de la rupture ligamentaire dans leur totalité, tant par l'élaboration de modèles viscoélastiques, que par l'étude des phénomènes physiques ou encore la compréhension biochimique et histologique de la zone d'insertion ligamentaire.

Bien qu'à forte connotation matériau, ce projet s'inscrit donc aux frontières entre différentes disciplines telles que la biochimie, la biologie ou la mécanique. Ainsi, si l'étude est menée d'un point de vue mécanique, elle ne peut s'affranchir des contraintes biologiques et des particularités du sujet d'étude : l'être vivant.

Si le ligament est le réel sujet d'étude, il ne peut, pour des raisons à la fois de protocole et de biologie, être extrait de son environnement : le tibia et le fémur. C'est donc tout le complexe os-ligament-os (parfois appelé FATC) qui est testé. Les expériences se sont déroulées au LMT de Cachan, en utilisant un matériel habituel en mécanique : une machine de traction électromécanique et un dispositif de barres de Hopkinson.

Ce rapport a donc pour but de présenter le protocole d'expériences envisagé, d'en extraire les données, d'analyser les résultats obtenus, de proposer un modèle matériau, d'observer les mécanismes de rupture ligamentaire et enfin de discuter des apports et des limites du projet vis à vis des études antérieures.

Cette partie décrit les raisons et les enjeux de l'étude. Elle a aussi pour but de décrire la structure ligamentaire et les contraintes liées à l'expérimentation en biomécanique.

1.1 Enjeux

Les traumatismes du LCA occurent chez les sportifs (skieurs, footballeurs) ou lors de chocs (accidents de la route, chutes). Ils concernent donc toutes les classes d'âge et sont extrêmement handicapants : ils entraînent souvent une perte de la stabilité du genou, donc une perte de mobilité. Comprendre le comportement mécanique du ligament ainsi que ses modes de rupture est donc essentiel pour prévenir et analyser les dommages qu'il subit.

Les applications d'une telle étude sont nombreuses et se retrouvent dans différents domaines :

- *le sport [Su 2008]* : pour prévoir les protocoles d'échauffement et d'étirement des grands sportifs.
- *les simulations* : la modélisation de l'être humain nécessite de connaître les lois de comportement de ses tissus.
- *la médecine* : la compréhension du comportement du ligament permet d'envisager une meilleure reconstruction, par exemple avec des ligaments artificiels plus proches du vivant.

1.2 Le ligament croisé antérieur (LCA)

Définition et fonction

Les ligaments sont des tissus fibreux conjonctifs qui relient deux os entre eux. Ils sont des éléments de stabilisation passive des articulations. Ils permettent donc, quand les muscles sont relâchés, de conserver l'intégrité de l'articulation en empêchant certains mouvements. De plus, les ligaments permettent par leur connexion nerveuse de ressentir la douleur.

Le LCA et l'articulation du genou

Situé au coeur de l'articulation femoro-tibiale, les deux ligaments croisés empêchent les mouvements dits de "tiroir" du mollet par rapport à la cuisse. Leur positionnement au coeur

de l'articulation rend toute intervention sur ces ligaments très compliquée et lourde de séquelles.

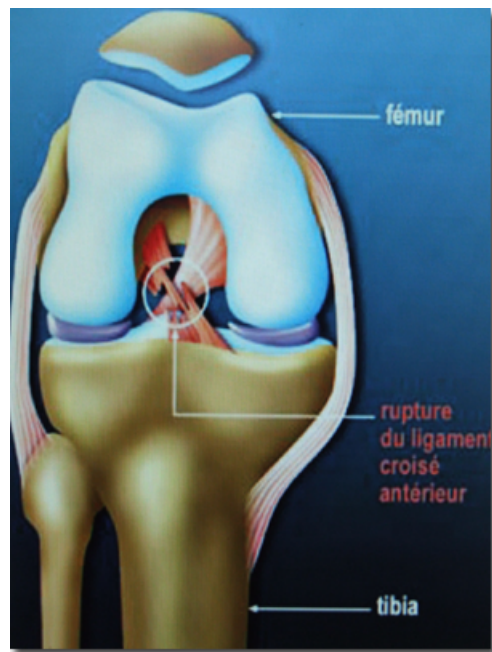


FIGURE 1.1 – L'articulation du genou - vue de derrière institut-hanche-genou.com

Constitution

Le ligament est composé en majeure partie de collagène de type I, de proteoglycans et d'eau. Il y a aussi en plus faible quantité de l'élastine, d'autres types de collagène et des minéraux.

La structure du ligament est décrite sur la figure 1.2. Les molécules de collagène s'assemblent en triple-hélice pour former du pro-collagène. Ce pro-collagène s'assemble ensuite en série et en parallèle pour donner naissance aux fibrilles, puis aux fibres de collagène. Ces fibres de collagène ont une surface propre et s'enroulent entre elles pour créer les fascicules (ou faisceaux). Réunis dans une membrane commune, ces faisceaux forment le ligament.

La figure 1.3 montre la coupe d'un tendon de rat au microscope, sur laquelle on voit nettement la démarcation des fascicules.

C'est cette structure fibreuse et étagée qui va déterminer le comportement mécanique macroscopique du ligament.

1.3 Synthèse bibliographique

Cette étude s'appuie à la fois en terme de protocole mais aussi de résultats sur les études déjà menées sur le LCA. Les connaissances sur le LCA de lapin sont assez faibles, c'est pourquoi l'étude bibliographique - dont la totalité se trouve en annexe - est élargie à d'autres types de ligaments ou de sujets d'étude. Le choix est fait de ne développer dans cette partie

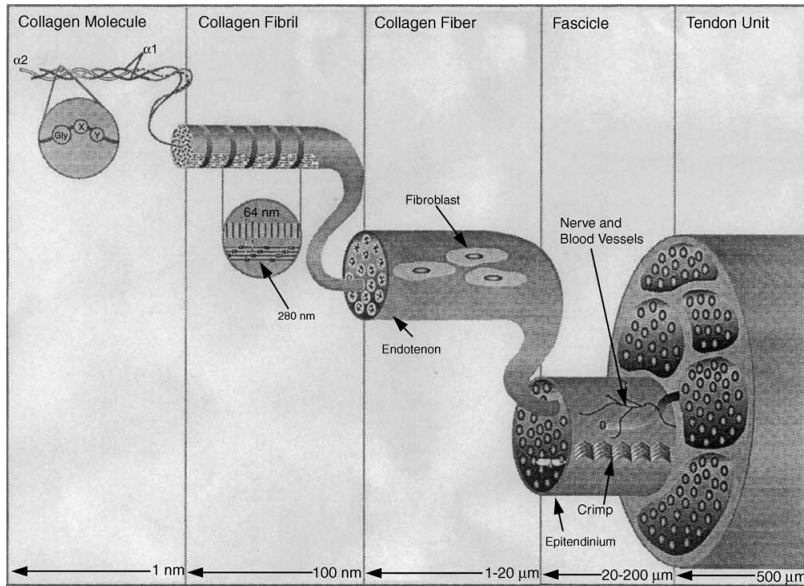


FIGURE 1.2 – Structure du ligament, Issu de Silver, 2003

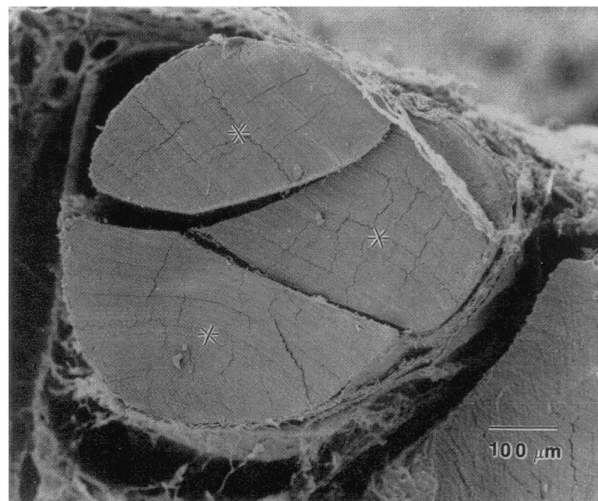


FIGURE 1.3 – Coupe de tendon au microscope, Issu de Silver, 2003

que la synthèse de certains points, qui sont déterminant pour la mise en place du protocole et l'interprétation des résultats.

Un matériau visco-élastique

Depuis les premières études de Vanbrocklin et Ellis (1965), on sait que le ligament a un comportement visco-élastique qui ne peut être négligé [Woo 1990]. Les études plus récentes ont en effet toujours montré que le comportement du ligament en terme de résistance à la rupture, allongement à la rupture, raideur ou module d'élasticité est très différent en dynamique d'en statique [Shim 2006]. Il est donc important de prendre en compte la vitesse de

déformation ainsi que l'aspect visqueux.

Ainsi, notre étude est menée à 3 niveaux de vitesse de déformation, allant du quasi-statique à la dynamique rapide. Danto (1993) préconise en effet de se placer à une vitesse représentative des chocs réels, soit $> 100\%/s$. Les études à ces vitesses sont rares et concernent surtout les ligaments cervicaux, dans le cadre d'expériences sur le wi-plash¹.

Enfin, les dernières études montrent que le ligament a un comportement non-linéaire, ce qui est déterminant pour le choix des modèles à utiliser [Provenzano 2001].

Le lapin comme sujet d'étude

L'étude sur sujets humains post mortem est compliquée à la fois en ce qui concerne l'éthique, mais aussi l'obtention de pièces anatomiques. Dans notre cas, parce que le protocole n'est pas encore validé par les études antérieures, mais aussi pour ne pas se limiter dans le nombre de sujets étudiés, ni dans le type d'expériences menées, le choix est fait de mener l'étude sur des animaux. Il est bien évident que les résultats ne seront par conséquent pas transposables directement à l'humain en terme de chiffres. Par contre le comportement qualitatif du sujet animal (mammifères) est lui comparable à celui de l'humain [Donahue 2001].

Dans notre étude, le choix se porte sur le lapin, ce pour diverses raisons :

- l'anatomie du genou du lapin est proche de celle de l'homme.
- il a été utilisé dans une étude précédente, faite par P. Wojtysiak, dont celle-ci se veut la continuité.
- il a été utilisé dans beaucoup de recherches antérieures, auxquelles il sera donc possible de comparer les résultats [Woo 1983 - 1990 - 1987, Danto 1993, Hartright].
- il est facile à obtenir et, étant un animal consommé en France, il ne présente pas de problème quant à la manipulation ou l'éthique.
- le circuit d'approvisionnement peut nous garantir une bonne traçabilité sur l'âge, le sexe, la race du sujet.

L'expérimentation en biomécanique

Le travail sur matériau vivant, fragile et peu reproductible génère un certain nombre de contraintes pour l'expérimentation. En effet, il est important de tenir grand compte de la race, l'âge, la provenance des sujets testés, mais aussi de leur mode de conservation avant et pendant l'essai.

De plus, la mise en place des échantillons (position anatomique ou non, ...) est un point important à discuter lors d'expériences en biomécanique, et souvent un compromis entre fidélité au vivant et reproductibilité de l'expérience.

Le protocole envisagé dans notre étude tient compte de toutes ces contraintes.

Etude de la rupture

D'après Danto (1993), il n'y a pas d'influence de la vitesse sur le lieu de la rupture. Cela est contredit par les études d'Arnoux (2005) et Thomopoulos (2006) qui montrent que le site

1. Un tableau bibliographique se trouve en annexe

de rupture dépend de la vitesse de déformation. Cette influence ne doit donc être remarquable qu'à partir de grandes vitesses de déformation, que Danto n'avait pas atteintes.

Pour pouvoir mieux observer la rupture, nous faisons l'hypothèse dans toute l'étude qu'elle doit se produire toujours sur le site de fixation tibial.

1.4 Problématique

Fort de ces constatations, le projet est orienté vers la compréhension du ligament en tant que matériau viscoélastique. A la différence des projets déjà existant, celui-ci vise à réussir à isoler le comportement propre du ligament de celui du complexe os-ligament-os, et de s'affranchir un maximum des influences de l'expérimentation.

Le moyen supplémentaire employé pour y parvenir est l'imagerie. En effet la corrélation d'images est l'outil idéal dans notre cas : elle permet d'étudier des parties très précises de l'échantillon, en s'affranchissant des mesures machines et des problèmes de reproductibilité du montage. Elle apporte également un support visuel indispensable à la compréhension des mécanismes de rupture (par exemple en utilisant des caméras rapides permettant de décomposer les mouvements lors des essais en dynamique, ou l'utilisation de zoom sur la zone de rupture pour en comprendre les mécanismes). Par conséquent, l'image sera toujours synchronisée aux mesures, de sorte qu'il soit toujours possible de comparer précisément les résultats de mesure aux événements survenant lors de l'essai.

Résumé du chapitre

Le ligament est un matériau fibreux et viscoélastique. Sa rupture est donc liée à ses propriétés matériau, mais aussi à la nature de la liaison qu'il réalise avec l'os, et pour notre étude, avec le tibia plus particulièrement. L'enjeu de l'étude est donc d'extraire de l'expérience sur le FATC un modèle pour le ligament, et une meilleure compréhension de ces mécanismes de rupture, ce grâce à l'utilisation de l'imagerie.

Cette partie décrit en profondeur les différents protocoles employés pour les trois types d'expériences réalisés et les mesures obtenues.

2.1 Les échantillons

34 échantillons ont été testés suivant différents protocoles. Il s'agit pour tous de lapin des landes âgés de 3 mois environ et de même provenance. Par contre, aucune information sur le sexe n'a pu être donnée, puisque les échantillons sont obtenus à partir de cuisses de lapin, et non de lapins entiers.

Pour chaque échantillon, trois essais ont été réalisés dans l'ordre suivant :

- un préconditionnement pour "tarer" les ligaments
- un essai de relaxation pour expliciter le comportement visqueux
- un essai de traction à rupture

Seuls les essais de traction à rupture ont été différents d'un échantillon à l'autre. Trois groupes d'échantillons ont été formés de manière aléatoire, pour subir une traction en quasi-statique, une traction à faible vitesse ou un essai dynamique sur barres de Hopkinson.

Cependant, tout a été mis en oeuvre dans le protocole pour limiter au maximum les différences de traitement entre les différents groupes. Ainsi, les essais de préconditionnement et de relaxation sont exactement les mêmes pour tous les groupes, tout comme le mode de fixation de l'échantillon et l'axe de sollicitation.

Tous les échantillons ont subi le même mode de préparation, soit :

- décongélation 24h avant préparation
- découpe du fémur et tibia, pour en retirer la moelle
- mise en place de vis à l'aide d'une résine dans les os

Les échantillons ont été préparés et testés deux par deux ou trois par trois, de sorte qu'aucun échantillon n'attende plus de 2h entre le début de la préparation et la fin du test.



FIGURE 2.1 – Découpe des os, évidement de la moelle et mise en place de la résine

Description du protocole de préparation

Chaque échantillon est décongelé dans sa gaze et dans sa pochette de conservation au réfrigérateur 24h avant leur préparation. Le jour de l'achat, tous les tissus mous de l'échantillon "frais" ont été enlevés, de sorte qu'il ne reste que le LCA, le fémur et le tibia (entiers). L'échantillon a alors été numéroté, enroulé dans une gaze et congelé seul. La moyenne du temps de congélation a été d'environ 3 semaines \pm 1 semaine. Le jour du test, les échantillons sont sortis de leur gaze. Le fémur et le tibia sont découpés dans leur largeur à l'aide d'un dremel à environ un tiers de leur longueur à partir du genou. Les os sont maintenus en serrant le moins possible dans un étau pendant la découpe. Il est pris grand soin que le ligament reste relâché pendant la découpe.

Les os sont ensuite vidés de leur moelle afin de fixer des vis en nylon dans la cavité osseuse. Pour maintenir la vis, la cavité est remplie d'une pâte durcissable. Cette pâte a l'avantage de durcir sans chauffer, donc avec très peu de variation de volume. La vis, ajustée sur mesure en section pour chaque os à l'aide d'une meuleuse est introduite dans la pâte. Un temps d'attente de quelques minutes est respecté pour s'assurer que la pâte ait suffisamment durci avant l'essai. Le choix de ce mode de fixation est fait à cause de l'utilisation des barres de Hopkinson, qui exigent de limiter au maximum le poids et l'encombrement du système de fixation.

Pendant tout le protocole de préparation, les ligaments sont régulièrement humectés à l'aide de sérum physiologique. Ils sont alors prêts à être testés.

2.2 Les essais

Les essais se déroulent suivant le schéma 2.3, soit : une prétraction, 10 cycles de conditionnement, une relaxation, une décharge et une traction à rupture.

Valeurs d'essai

Tous les ligaments subissent donc une prétraction de 5N et 10 cycles triangulaires, commandés en effort (5-15N) avec une rampe de ± 0.1 mm/s. Puis le ligament subit l'essai de relaxation qui est réalisé par une rampe à 1mm/s pendant 1 seconde puis un maintien en déplacement. Ce choix est fait à cause de l'asservissement de la traverse qui ne permet pas une répétabilité et une précision suffisantes quand celle-ci est commandée en échelon.

Ensuite, le ligament est ramené manuellement à 0N, pour subir l'effort de traction à rupture, suivant une rampe de 0.01 mm/s ou 0.5 mm/s selon l'essai effectué.

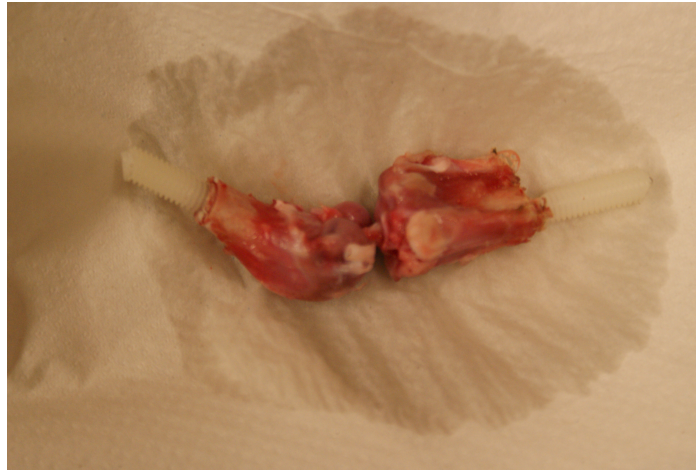


FIGURE 2.2 – Photo de l'échantillon après préparation.

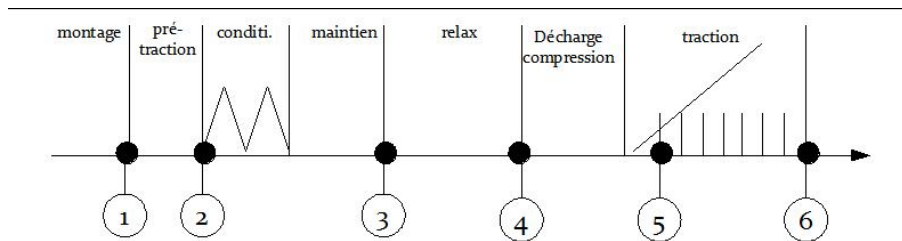


FIGURE 2.3 – Déroulement des essais

Pour les essais dynamiques, le ligament est installé après relaxation sur les barres de Hopkinson où il subit une traction de précharge 5 kN.

Montage d'essai

Sur la machine électromécanique (voir figure 2.4), les deux vis en nylon de l'échantillon sont vissées dans deux mors d'adaptation réalisés pour l'occasion. Il s'agit de 2 cylindres d'acier de diamètre 12 percés et taraudés sur 30 mm d'un trou M6. Du côté du tibia, le mors d'adaptation est directement monté sur la cellule d'effort à l'aide d'une goupille et n'est jamais démonté. Du côté du fémur, le mors d'adaptation est serré dans les mors striés en V de la machine. La conception cylindrique des mors d'adaptation permet toute liberté pour le positionnement en torsion du ligament.

Sur les barres de Hopkinson, les vis sont directement montées dans les deux barres dont les extrémités sont taraudées au même diamètre (voir figure 2.5).

Matériel d'essai

Sur la machine électromécanique, outre les mors et l'échantillon, nous avons utilisé un spot LED, un appareil photo avec objectif macro (EOS 40 D) et une caméra dalsa dont la

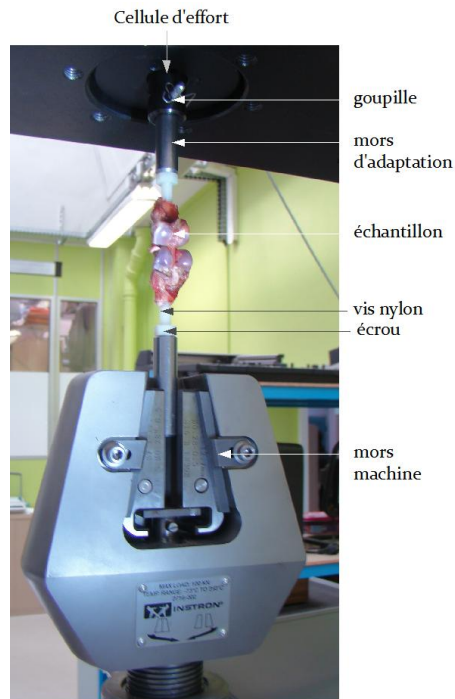


FIGURE 2.4 – Montage de l'échantillon sur machine INSTRON

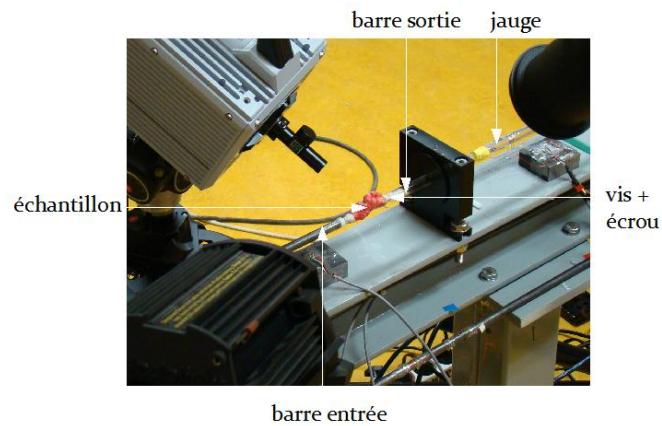


FIGURE 2.5 – Montage de l'échantillon sur barres de Hopkinson

prise de photos est pilotée par un oscilloscope, en zoom sur l'insertion tibiale (figure 2.6).

Sur les barres de Hopkinson, nous avons utilisé deux caméras rapides synchronisées et un spot à lumière froide (figure 2.7). De plus 4 mesures sont effectuées sur les barres, à l'aide de jauges de déformation montées en pont de Wheaston. Le schéma 2.8 donne la disposition des jauges sur les barres de Hopkinson.

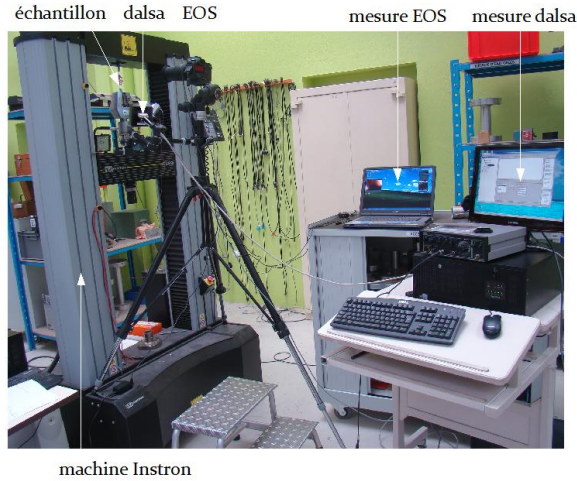


FIGURE 2.6 – Matériel d’essai sur Instron

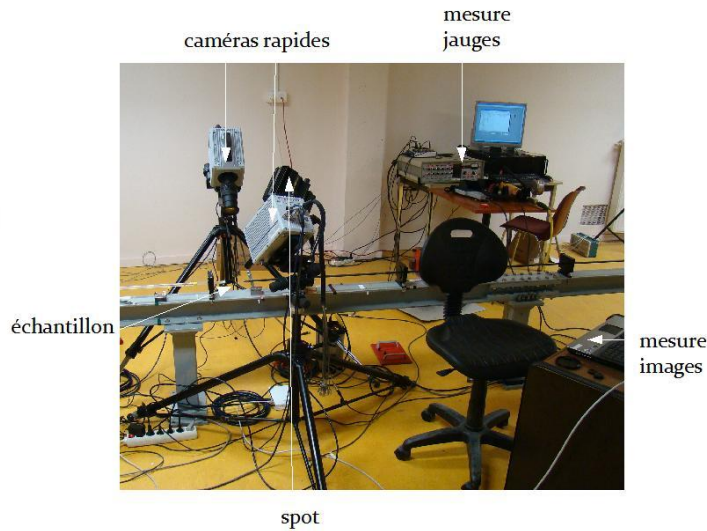


FIGURE 2.7 – Matériel d’essai sur barres de Hopkinson

Synchronisation image/vidéo

Chaque numéro du schéma 2.3 correspond à une prise de photo systématique, dans des conditions de chargement données et reportée sur la fiche échantillon¹. Pendant la relaxation (soit entre 3 et 4), plusieurs photos sont prises à intervalle régulier pour être en mesure de vérifier a posteriori que la relaxation se déroule bien à déplacement constant.

Pendant l’essai de traction sur machine électromécanique, des photos sont prises à une fréquence régulière. La prise de photo est pilotée directement par la machine, et est reportée sur le fichier de mesure, de telle sorte que l’on est toujours capable de recalculer n’importe

1. La fiche échantillon est représentée en annexe.

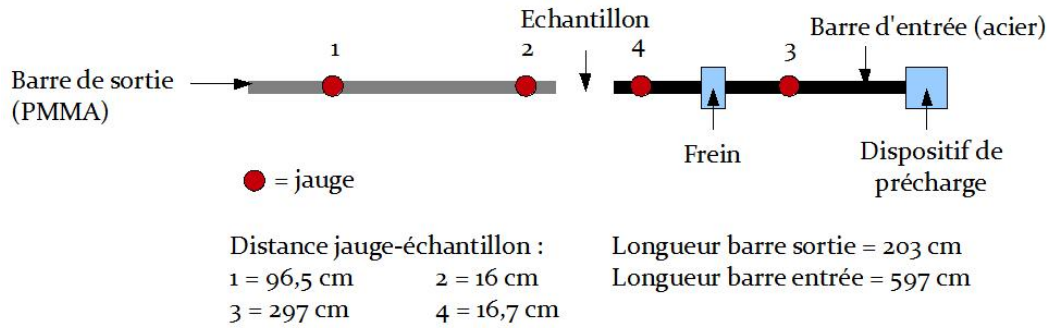


FIGURE 2.8 – Schéma du montage des barres de Hopkinson

quelle mesure d'essai avec les photos.

Pendant l'essai sur barres de Hopkinson, les deux caméras rapides sont synchronisées entre elles, déclenchées par l'ordinateur de mesure et triggées avec la mesure d'une des jauges, de telle sorte qu'on puisse recalcr le film avec le signal de la dite jauge.

2.3 Les mesures obtenues

Tous les essais réalisés sur les 34 échantillons sont répertoriés dans le tableau suivant. Il y est décrit le type d'expérience mené, la validation ou non du test, le type de rupture (BA=arrachement d'os) et les éventuelles observations faites pendant l'essai.

Echantillon	Test	Réussi	Rupture	BA	Remarques
1	quasi-statique	oui	site tibial	non	-
3	quasi-statique	oui	site tibial	non	-
4	quasi-statique	oui	site tibial	non	-
7	quasi-statique	oui	site tibial	non	rupture partielle
8	quasi-statique	oui	site tibial	non	-
13	quasi-statique	oui	site tibial	non	-
19	quasi-statique	oui	site tibial	non	testé deux fois
26	quasi-statique	oui	site tibial	non	-
29	quasi-statique	oui	site tibial	non	Rupture os/cartilage
2	quasi-statique	non	-	-	Problème de fixation
12	quasi-statique	non	-	-	Rupture os/cartilage
23	quasi-statique	non	-	-	?
14	faible vitesse	oui	site tibial	non	-
21	faible vitesse	oui	site tibial	non	-
10	faible vitesse	oui	site tibial	non	-
9	faible vitesse	oui	site tibial	non	-
18	faible vitesse	oui	site tibial	non	Amorce rupture relaxation
24	faible vitesse	oui	site tibial	non	Amorce rupture préparation
6	faible vitesse	non	-	-	Rupture os/cartilage
11	faible vitesse	non	-	-	Fémur fendu
17	faible vitesse	non	-	-	Rupture os/cartilage
27	faible vitesse	non	-	-	Fémur fendu
28	faible vitesse	non	-	-	Rupture os/cartilage
30	dynamique	oui	site tibial	non	glissement au niveau du frein
16	dynamique	oui	site tibial	oui	-
31	dynamique	oui	site tibial	oui	-
34	dynamique	oui	site tibial	non	-
35	dynamique	oui	site tibial	oui	-
5	dynamique	non	-	-	
20	dynamique	non	-	-	
33	dynamique	oui	site tibial	peu	pas de mesure
25	dynamique	oui	site tibial	oui	-
22	dynamique	oui	site tibial	peu	pb de mesure
32	dynamique	non	-	-	pas de rupture

Pour tous les échantillons, nous obtenons directement les courbes de cyclage et de relaxation, utilisées pour la détermination du modèle.

Pour les essais sur machine électromécanique, nous obtenons directement des fichiers de mesure les courbes de traction synchronisées avec des prises de photo régulières. Cela permet de faire de la corrélation d'images pour obtenir des courbes effort/déplacement. De plus, une prise de photo en zoom sur le site d'insertion tibiale est également effectuée tout au long de l'essai, et synchronisée avec les mesures.

Pour les essais sur barres de Hopkinson, nous obtenons les signaux des 4 jauges de déformation des barres ainsi que deux vidéos synchronisées entre elles. De plus, les vidéos sont synchronisées avec le signal de la jauge 3, pour pouvoir recalculer les mesures avec les images. Des signaux des jauges nous pouvons obtenir la valeur de l'effort pendant l'essai, et la valeur du déplacement sera obtenue à partir de la vidéo par corrélation d'images.

Analyse des essais manqués

Même les essais dits "manqués" sont en fait riches en informations. Les trois causes principales de problèmes lors des essais sont :

- un problème de fixation ou de ligament (amorce de rupture). Cela est arrivé essentiellement sur les premiers échantillons et a pu être rapidement maîtrisé.
- le fémur qui se fend en deux pendant l'essai. Ce problème dont les causes exactes n'ont pas pu être déterminées est sûrement une des limitations du protocole employé qui exige de scier les os et de positionner la fixation à l'intérieur de la cavité osseuse et non à l'extérieur.
- une rupture entre l'os et le cartilage, au niveau du fémur.

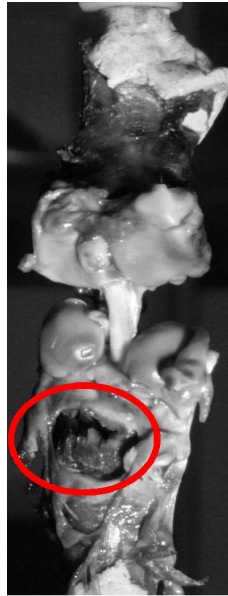


FIGURE 2.9 – Rupture entre l'os et le cartilage du fémur

Cette rupture est illustrée par la photo de la figure 2.9. Il s'agit de la cause la plus fréquente de ratés et il n'est apparu aucune constante sur les échantillons ou la préparation qui pourrait l'expliquer. A un meilleur examen, il apparaît que ce détachement entre l'épiphyse et la diaphyse fémorales est présent très régulièrement lors des essais, même pour les essais dits réussis.

En effet, on remarque que sur la grande majorité des courbes de traction (celles du déplacement traverse), on a un premier "pic" avant la rupture effective (voir figure 2.10). Sur les films réalisés à l'aide des photos des essais, on voit bien qu'il se passe un léger décrochement entre l'épiphyse et la diaphyse fémorales.

Comme nous avons l'avantage de synchroniser les images aux essais, il est facile de vérifier que ce décrochement visuel correspond exactement, en temps, au "pic" observé.

Ceci est corroboré par la corrélation d'images qui, si elle est effectuée proche du ligament (donc au dessus de la ligne du cartilage, courbe verte) ne fait pas apparaître de "pic" lors du déplacement (voir figure 2.11).

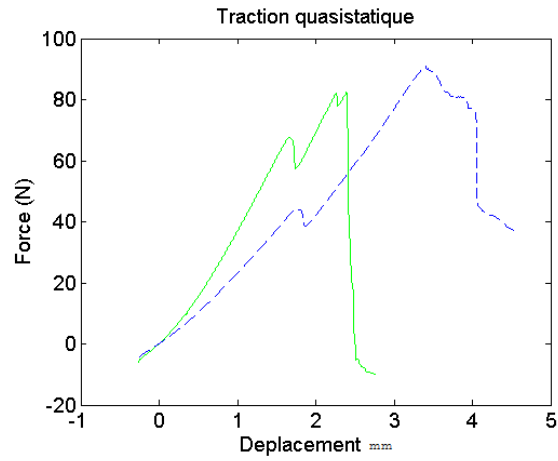


FIGURE 2.10 – Deux courbes de traction présentant un pic pré-rupture

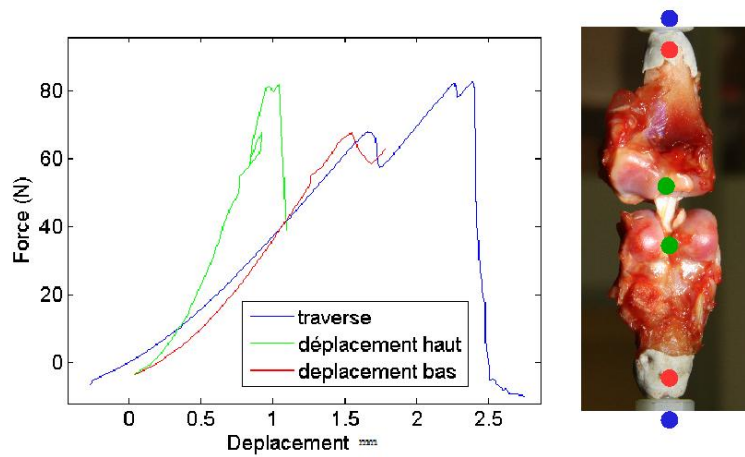


FIGURE 2.11 – Corrélation sur le fémur de l'échantillon 4

A l'inverse, on voit réapparaître le "pic" dès que la corrélation est effectuée au niveau de la base du fémur (soit en dessous de la ligne du cartilage) (courbe rouge).

Cette partie a pour but d'analyser l'aspect visqueux du LCA et d'extraire des essais de relaxation menés un modèle viscoélastique pour le ligament.

3.1 Quantification de la viscosité

Pour pouvoir appréhender l'importance de la viscosité dans le comportement global du ligament, on s'intéresse aux courbes de cyclage, issues du préconditionnement. Une des courbes obtenues est donnée sur la figure 3.1.

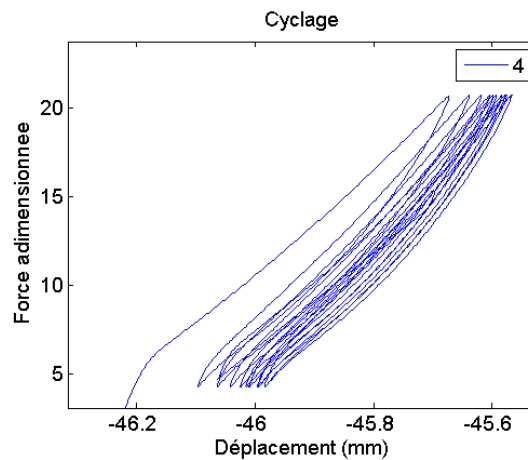


FIGURE 3.1 – Préconditionnement de l'échantillon 4

Tout d'abord, cette figure nous permet de vérifier qu'il y a bien stabilisation des derniers cycles, mais un écart à la montée et à la descente, ce qui est la caractéristique d'un matériau viscoélastique. On peut vérifier également que 10 cycles sont suffisants pour conditionner et donc "tarer" le ligament.

On s'intéresse ensuite plus particulièrement aux derniers cycles. Ils représentent en effet mieux le ligament tel qu'il est testé ensuite. On remarque qu'ils sont stabilisés (i. e. que la variabilité inter-cycle tend à s'annuler). On peut alors dire qu'on s'est bien affranchi des

variabilités dues à la mise en place du ligament (des fibres par exemple) et qu'on assure ainsi la répétabilité des essais qui suivent.

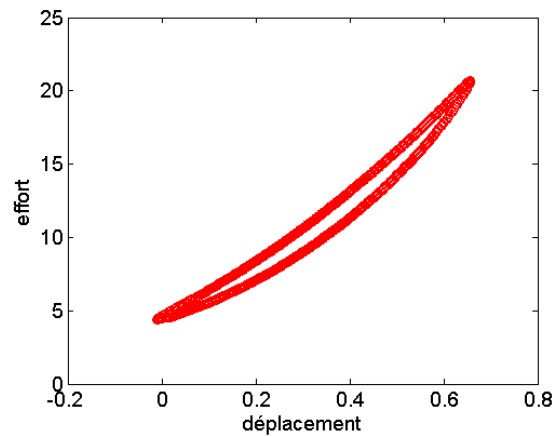


FIGURE 3.2 – Dernier cycle de conditionnement de l'échantillon 13

L'aire sous la courbe entre la charge et la décharge visible sur la figure 3.2 représente l'énergie de dissipation, qui est représentative de la viscosité du matériau. Cette énergie a été mesurée pour chaque échantillon et vaut en moyenne 0.83 N.mm. Sa répartition est montrée sur l'histogramme de la figure 3.3.

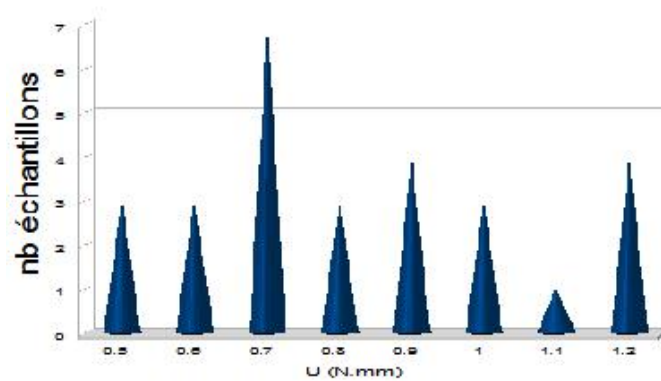


FIGURE 3.3 – Energie de dissipation visqueuse

3.2 Choix du modèle

Le modèle choisi pour le LCA est un modèle de Maxwell généralisé¹, représenté sur la figure 3.4.

1. voir annexe

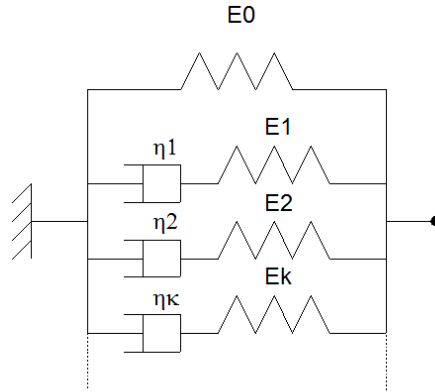


FIGURE 3.4 – Modèle de Maxwell généralisé

Si l'on suppose qu'il possède i corps de Maxwell en parallèle, alors l'expression de la contrainte en fonction de la déformation est :

$$\sigma(t) = E_0 \cdot \varepsilon(t) + \sum_i \int_0^t E_i \varepsilon(\tau) \cdot \exp(-\tau/\tau_i) \quad (3.1)$$

Dans le cas particulier de la relaxation, cela revient à :

$$\sigma(t) = (E_0 - \sum_i E_i \tau_i) \cdot \varepsilon - \sum_i E_i \tau_i \varepsilon \cdot \exp(-t/\tau_i) \quad (3.2)$$

En effectuant une régression à plusieurs exponentielles sur les courbes de relaxation expérimentales, on peut aisément conclure qu'il est nécessaire d'avoir un modèle à 3 corps de Maxwell (soit à 3 exponentielles en relaxation). Les figures 3.5 montrent en effet les résultats de régression obtenus sur la courbe de l'échantillon 1 avec une, trois et deux exponentielles (en abscisse c'est le temps (s) et en ordonnée, l'effort (N)).

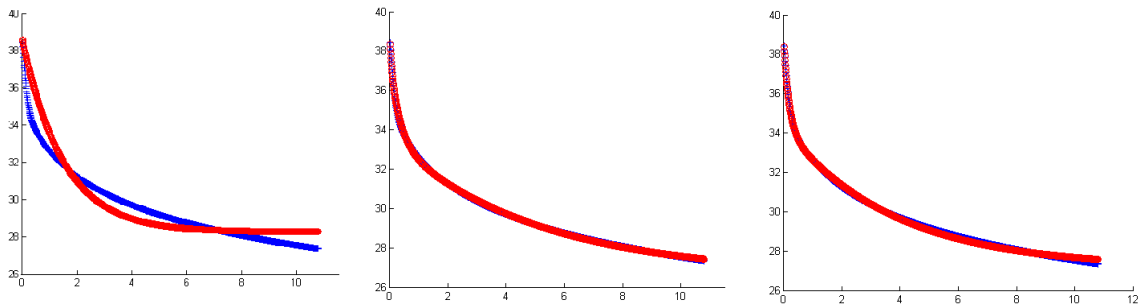


FIGURE 3.5 – Régression à 1, 3 et 2 exponentielles

3.3 Détermination des paramètres du modèle

Les courbes de relaxation pour chaque échantillon permettent de trouver les paramètres du modèle choisi. Une corrélation est effectuée sur les images prises pendant la relaxation pour vérifier qu'elle se passe bien à déplacement constant également pour le ligament (en effet un déplacement traverse constant n'implique pas forcément un déplacement du ligament constant). Il a été calculé un déplacement ligament négatif, qui indique que l'ensemble de l'échantillon relaxe durant le test, d'une valeur maximum moyenne en pourcentage de la longueur de ligament de $0,7\% \pm 0.05$. On fait donc l'hypothèse que la relaxation mesurée est représentative du ligament.

La régression effectuée sur les courbes expérimentales nous donne donc les paramètres $E_0, E_1, \tau_1, E_2, \tau_2, E_3, \tau_3$.

On obtient en moyenne le modèle suivant général suivant :

$$\begin{aligned}E_0 &= 26.8 \pm 7.7 \text{ N/mm} \\E_1 &= 1.5 \pm 0.16 \text{ N/mm} \\ \tau_1 &= 4.7 \pm 0.19 \text{ /s} \\E_2 &= 18.8 \pm 2.02 \text{ N/mm} \\ \tau_2 &= 0.32 \pm 0.02 \text{ /s} \\E_3 &= 8.61 \pm 4.9 \text{ N/mm} \\ \tau_3 &= 0.12 \pm 0.02 \text{ /s}\end{aligned}$$

On remarque que les coefficients E_i ont un écart-type important. Cela est en partie dû au fait que la relaxation est commandée à déplacement constant, et non à déformation constante. L'effort initial appliqué, même s'il correspond toujours au même échelon de déplacement est donc assez variable d'un échantillon à l'autre. Mais ce qui est vraiment important pour nous dans le modèle, ce sont les taux de relaxation τ_i qui eux ont une bonne répétabilité.

Vérification du modèle

Cependant on a vu dans le chapitre précédent que la consigne de la relaxation n'est pas une montée en déplacement instantanée mais une rampe. Il faut donc vérifier la réponse du modèle ainsi trouvé à celle d'une rampe + un maintien, et non seulement à un échelon.

On calcule donc la réponse théorique F au modèle déterminé pour une sollicitation en rampe + maintien. F est donc défini par partie comme suit :

$$\begin{aligned}t \in [0, 1s] \quad F(t) &= E_0.t + \sum_i E_i.\tau_i.(\tau_i - (t + \tau_i)).\exp(-t/\tau_i) \\t > 1s \quad F(t) &= E_0.\varepsilon + \sum_i E_i.\tau_i.\varepsilon.\exp(-t/\tau_i) - \sum_i E_i.\tau_i.\varepsilon.\exp(-1/\tau_i)\end{aligned}$$

On obtient alors la courbe rouge de la figure 3.6, qui comme on peut le constater, est assez éloignée de la courbe expérimentale (en noir), à la fois en terme d'effort maximum atteint mais aussi de "pente" pendant le maintien.

On peut alors modifier le modèle pour limiter l'erreur avec la courbe expérimentale de deux manières :

- la modification du paramètre E_0 permet de changer la valeur de l'effort maximum sans modifier l'aspect de la courbe
- l'ajout d'une exponentielle donc d'une "branche" au modèle avec un taux de relaxation et un coefficient situé à la moyenne environ des paramètres indicés 1 et 2 (soit $\tau_4 = moy(\tau_1, \tau_2)$)

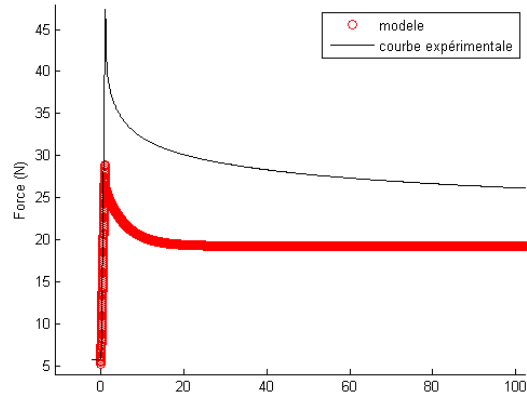


FIGURE 3.6 – Comparaison de la réponse du modèle à la courbe expérimentale pour l'échantillon 24

permet de retrouver une "pente" de la courbe plus proche de l'expérience (voir figure 3.7).

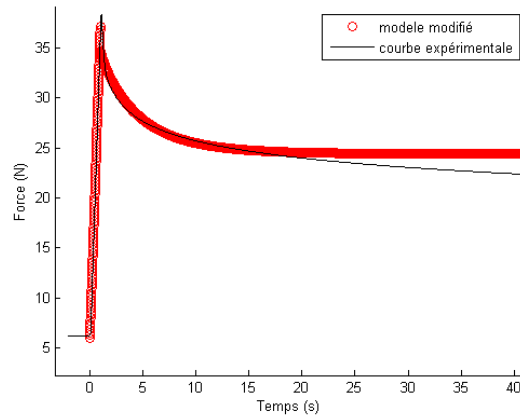


FIGURE 3.7 – Le modèle modifié et la courbe expérimentale pour l'échantillon 24

On peut alors redéfinir un modèle moyen pour le ligament :

$$E_0 = 26.8 \pm 7.7$$

$$E_1 = 1.5 \pm 0.16$$

$$\tau_1 = 4.7 \pm 0.19$$

$$E_2 = 18.8 \pm 2.02$$

$$\tau_2 = 0.32 \pm 0.02$$

$$E_3 = 8.61 \pm 4.9$$

$$\tau_3 = 0.12 \pm 0.02$$

$$E_4 = 2.4 \pm 4.9$$

$$\tau_4 = 2.6 \pm 0.11$$

CHAPITRE 4

DU COMPLEXE LIGAMENT/OS/FIXATION AU LIGAMENT

Cette partie a pour but d'analyser plus précisément les résultats des expériences pour parvenir à isoler le comportement propre du ligament de celui du complexe os-ligament-os.

4.1 Le complexe fixation/os/ligament

Les courbes effort/déplacement directement obtenues à partir des mesures expérimentales (voir figures 4.1 et 4.2) sont représentatives du déplacement complet du ligament, mais aussi de l'os et de la fixation.

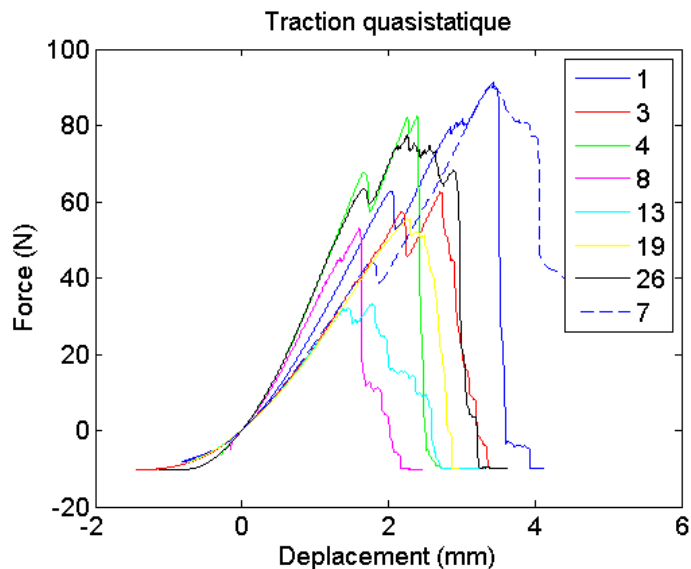


FIGURE 4.1 – Courbes de traction en quasi-statique

Dans la littérature, ce sont toujours ces courbes qui sont utilisées pour extraire les valeurs matériau caractéristiques, comme par exemple l'effort à rupture ou la raideur.

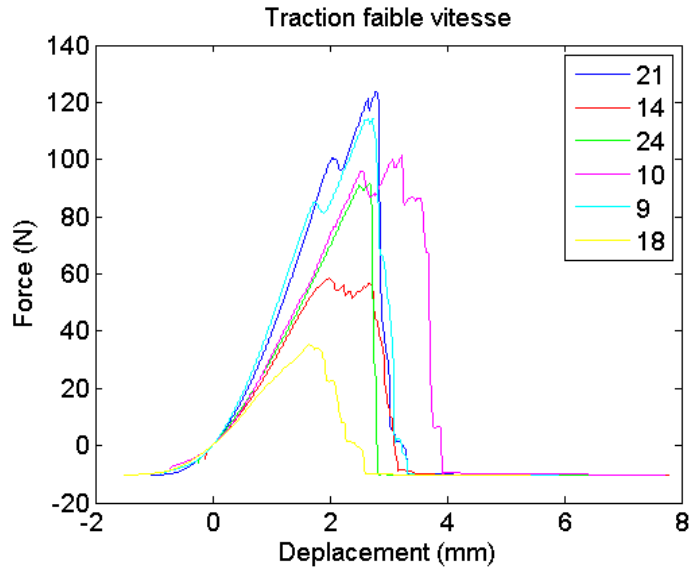


FIGURE 4.2 – Courbes de traction en faible vitesse

Analyse des courbes

Pour toutes les courbes des tests dits "réussis" nous avons donc extrait les valeurs suivantes :

- l'effort à rupture par simple calcul du maximum
- la raideur comme coefficient directeur à partir de deux points de la zone linéaire

Les valeurs obtenues pour les différentes vitesses de sollicitation ainsi que les valeurs de la littératures sont représentées sur la figure 4.3.

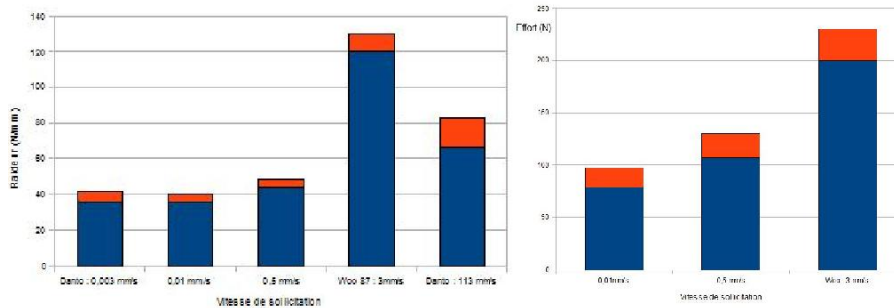


FIGURE 4.3 – Valeurs et écarts-types de l'effort max et de la raideur

On remarque que nous obtenons des valeurs plus faibles en moyenne, notamment pour ce qui concerne la raideur. Cela peut s'expliquer par les différences de protocole de fixation et notamment le fait que celui employé dans notre étude est moins rigide, ce pour deux raisons : le mode de fixation employé est résine + vis en nylon, alors qu'habituellement il s'agit d'alliages à bas point de fusion, et l'attache est effectuée plus loin du ligament qu'habituellement.

Remarque : la suite de cette partie n'est développée que pour les courbes quasi-statiques qui - parce qu'elles ont un nombre d'images important - sont visuellement plus représentatives, mais le même travail a été fait avec les courbes de faible vitesse et est donné en annexe. De plus les valeurs en dynamique ne sont pas disponibles à l'heure actuelle, mais peuvent être étudiées de la même manière. Cela est expliqué dans le même paragraphe en annexe.

Influence de la fixation

Pour vérifier cette hypothèse, il suffit de réaliser une corrélation sur les images obtenues pendant l'essai, en se plaçant juste au dessus de la fixation, sur l'os. On trace alors la nouvelle courbe effort/déplacement obtenue (voir figure 4.4) - en rouge - avec la courbe de déplacement mesuré - en bleu. La différence entre ces deux courbes représente l'influence de la fixation.

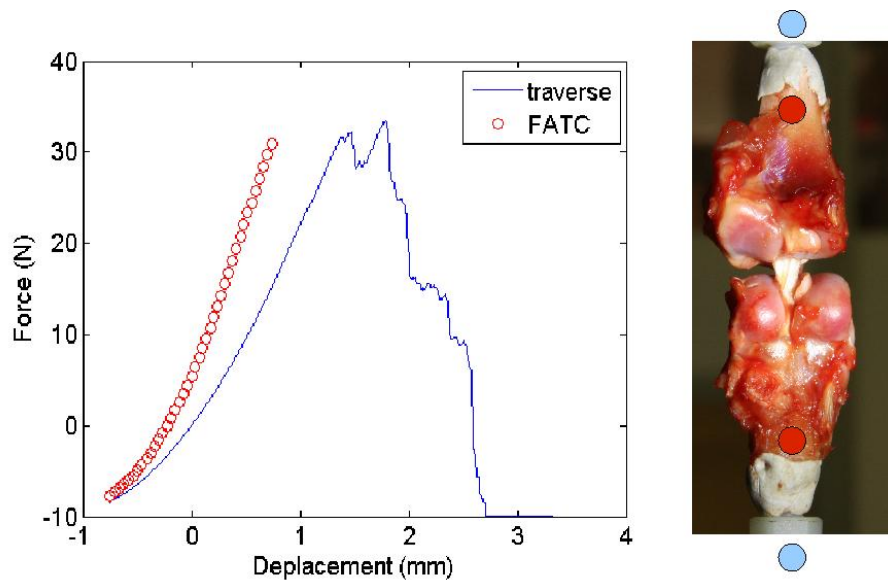


FIGURE 4.4 – Courbes de déplacement "traverse" et "FATC" pour l'échantillon 13

Cette différence peut être tracée pour tous les échantillons. On obtient ainsi un corridor de courbes qui symbolise l'effet de la fixation sur le déplacement global pour tous les échantillons (voir figure 4.5).

Il est intéressant de noter que le corridor ainsi créé est assez étroit, ce qui implique que le mode de fixation employé est répétable. De plus, on voit bien que le lien entre effort et déplacement est linéaire, donc que la fixation a un comportement uniquement élastique. Elle n'influence donc pas les paramètres de viscosité.

4.2 Le complexe os/ligament, ou FATC

On obtient donc par corrélation d'images des courbes représentatives du complexe os-ligament, en enlevant la part de la fixation (voir figure 4.6).

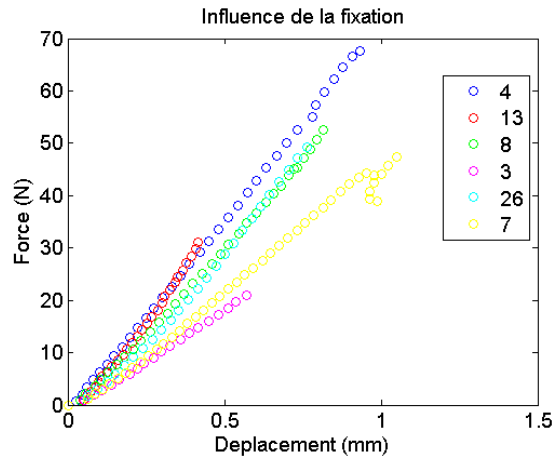


FIGURE 4.5 – Part de la fixation dans le déplacement total pour tous les échantillons

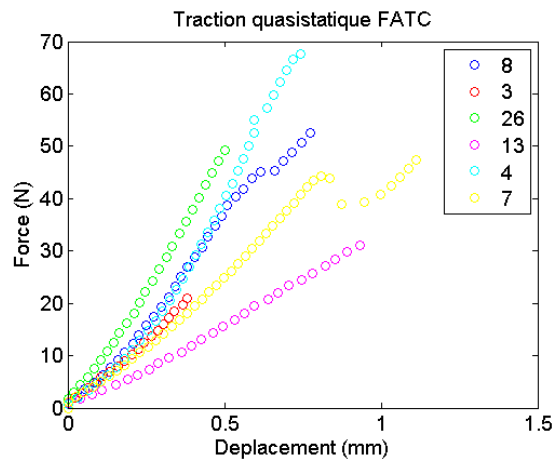


FIGURE 4.6 – Courbes de déplacement du FATC en quasi-statique

Interprétation des courbes

De manière analogue au paragraphe précédent, les valeurs de raideur ont été recalculées : on obtient $86,3 \pm 12,2$ N/mm pour les courbes quasi-statiques et 120 ± 15 N/mm pour les courbes en faible vitesse, ce qui nous rapproche significativement des données de [Woo 1987].

On peut maintenant se demander quelle est la part de l'os dans le déplacement du FATC, et quel est le déplacement propre du ligament.

Influence de l'os

Comme précédemment, on réalise une corrélation d'images, en se plaçant cette fois au plus près du ligament. On obtient alors la courbe (rouge) du déplacement ligament, que l'on peut comparer à celle du FATC (noire) et la courbe traverse (bleue). La figure 4.7 représente ces trois courbes pour l'échantillon 8.

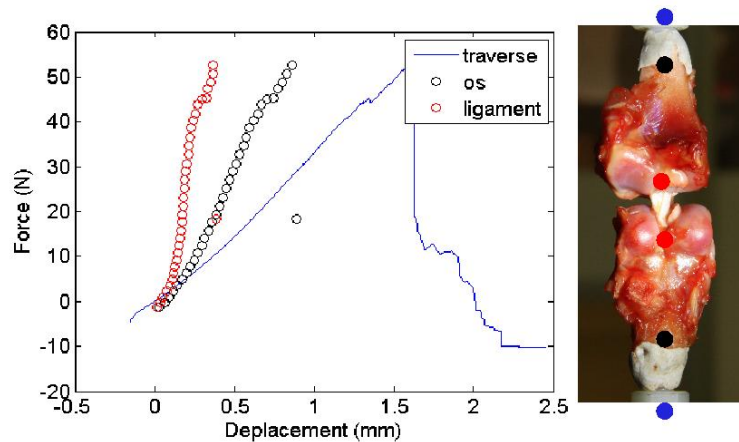


FIGURE 4.7 – Courbes de déplacement du ligament, du FATC et de la traverse

Il suffit de tracer pour chaque échantillon la différence entre la courbe noire, soit celle du FATC et la courbe rouge, soit celle du ligament pour quantifier l'importance de l'os dans le déplacement total. On obtient les courbes de la figure 4.8.

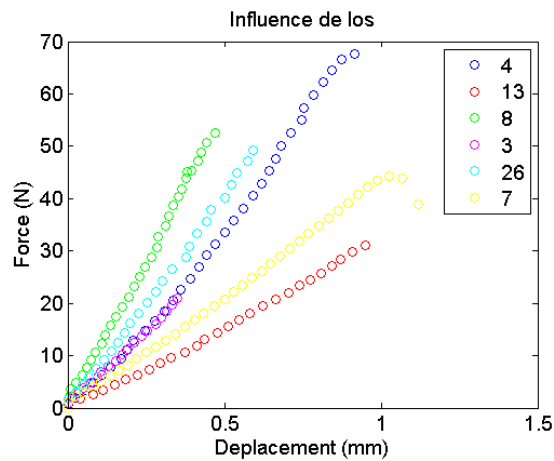


FIGURE 4.8 – Part de l'os dans le déplacement total pour tous les échantillons

On remarque que le corridor est plus large que celui de la fixation, sans doute pour des raisons de variations inter-individuelles de la taille et du comportement des os, mais également que la relation effort/déplacement est quasi-linéaire, donc que l'os est peu visqueux.

4.3 Le ligament

Si on applique le raisonnement vu précédemment pour l'échantillon 8 à tous les échantillons, on obtient les courbes de traction de la figure 4.9, qui sont représentatives du déplacement propre du ligament.

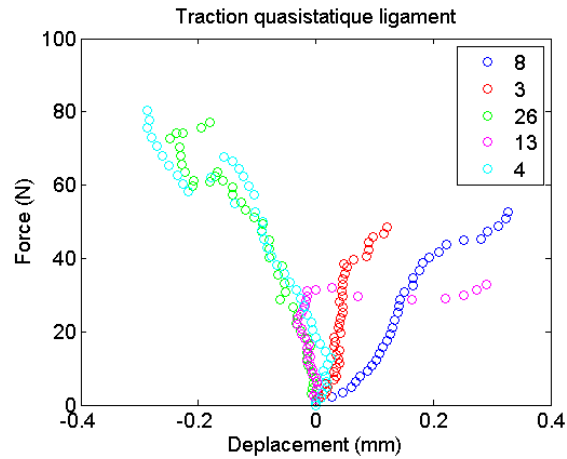


FIGURE 4.9 – Courbes de traction "ligament" de tous les échantillons

Déformations planes

On remarque que pour beaucoup d'échantillons, la traction se fait à déplacement quasi nul voir négatif, ce qui n'est pas physiquement possible. Après observation des vidéos des essais, il apparait que plus le déplacement ligament obtenu est faible, plus on observe, pendant l'essai des rotations du tibia et du fémur dans le plan sagittal. Sur les photos de l'échantillon 3 (figure 4.10) ces rotations apparaissent notamment après rupture ligamentaire : on voit nettement le retour élastique du tibia, qui se retrouve plus "haut".

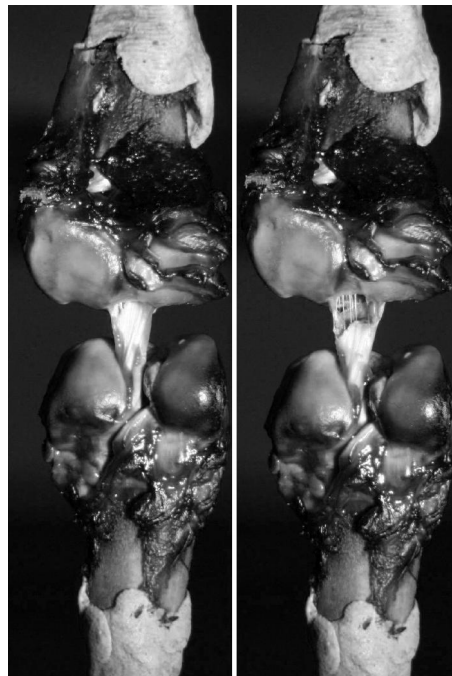


FIGURE 4.10 – Echantillon 3 en traction maximum et après rupture

Ces rotations sont très certainement dues à la géométrie propre du ligament qui est par définition "croisé". Les os et le ligament étant relativement peu contraints pendant l'essai, ils se mettent donc en traction mais dans plusieurs plans qui ne sont pas forcément celui du déplacement de la traverse, donc pas celui de la vidéo non plus.

Déformations tridimensionnelles

On peut vérifier par le calcul par exemple l'importance de la rotation dans le plan frontal. La figure 4.11 montre 3 courbes issues de la corrélation sur l'échantillon 13. La courbe verte est une corrélation effectuée sur les os, du côté droit du ligament. La courbe noire est son pendant du côté gauche, tandis que la courbe bleue est la courbe du ligament, soit une moyenne des deux précédentes. L'écart entre les courbes verte et noire quantifie donc la rotation dans le plan frontal. Il est aisé de supposer qu'une telle rotation existe également dans les autres plans, et induit une erreur sur notre calcul dans le plan frontal.

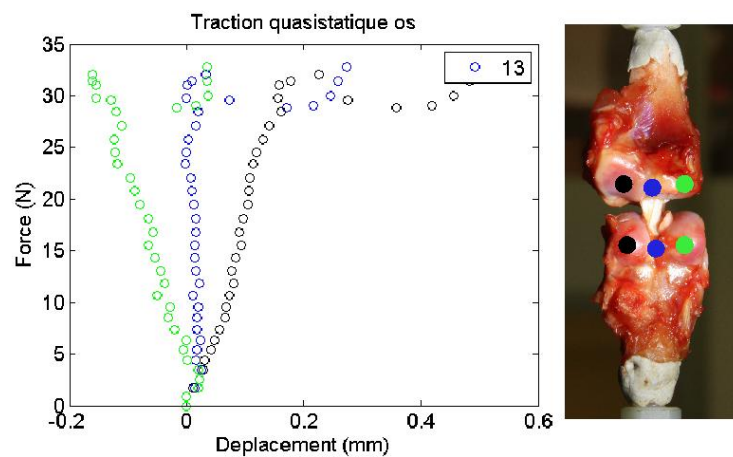


FIGURE 4.11 – Effet des rotations planes sur l'échantillon 13

Les déformations ligamentaires sont donc, malgré un essai de traction uni-axial, dans la majorité des cas tridimensionnelles. L'erreur induite par notre hypothèse de déformations planes dépend donc directement de l'importance de ces rotations hors-plan pour chaque échantillon, et sont liées à la géométrie propre du ligament.

Pour expliciter complètement le comportement du ligament pour les échantillons où ces rotations existent, il faudrait donc une corrélation d'images en 3D, à l'aide de plusieurs photos d'angles différents.

Cette constatation est intéressante pour expliquer en partie les différences inter-individuelles dans les différentes études antérieures, et entre les études elles-mêmes. En effet, les géométries de ligaments sont assez variables d'un échantillon à l'autre, comme nous pouvons le constater dans notre étude, et de plus, les protocoles de préparation envisagés peuvent limiter ou accentuer ces rotations osseuses et donc l'aspect tri-dimensionnel des déformations ligamentaires.

Remarque sur la corrélation : le mode d'obtention des courbes et de vérification des données de corrélation est expliqué en annexe.

La première remarque que l'on peut faire en analysant les résultats est que la rupture survient systématiquement au niveau du site tibial, quel que soit le type de chargement employé. Cela confirme donc notre hypothèse de travail.

5.1 Arrachement osseux

Pour ce qui concerne l'arrachement d'os, qui est habituellement lié à l'âge du sujet [Woo 1990], on peut faire quelques observations dans cette étude, où tous les sujets ont le même âge. Il n'y a d'abord jamais d'arrachement d'os pour les essais les plus lents, où la rupture se fait au fur et à mesure, fibre par fibre, au niveau de l'insertion tibiale. A l'inverse, elle est quasi-systématique quand on teste le ligament en dynamique. L'arrachement osseux est même parfois assez important pour enlever tout le cartilage et laisser apparaître l'os spongieux (voir figure 5.1).

De plus, on a pu remarquer que l'arrachement osseux était d'autant plus important que la précharge appliquée pour la réalisation de l'essai sur les barres de Hopkinson était grande. On a pu ainsi diminuer considérablement l'arrachement osseux en passant d'une précharge de 10 kN à 5 kN.

5.2 Mécanismes de rupture

L'utilisation d'une caméra en zoom sur la zone d'insertion tibiale nous a permis pour chaque essai d'observer à chaque instant les mécanismes de rupture du ligament.

En quasi-statique, le mode de rupture a toujours suivi les mêmes étapes (voir figure 5.2) :

- Rupture d'une fibrille périphérique dans la zone postérieure de l'insertion (soit vers la camera)

- Propagation de la rupture dans le faisceau touché, puis stabilisation
- Rupture un à un des autres faisceaux avec l'augmentation de l'effort, avec très souvent un déplacement du front de rupture de la périphérie vers le centre du côté postérieur (arrière du genou), puis un décollement régulier jusqu'à la face antérieure (coté patella), à la manière d'un "sparadra".

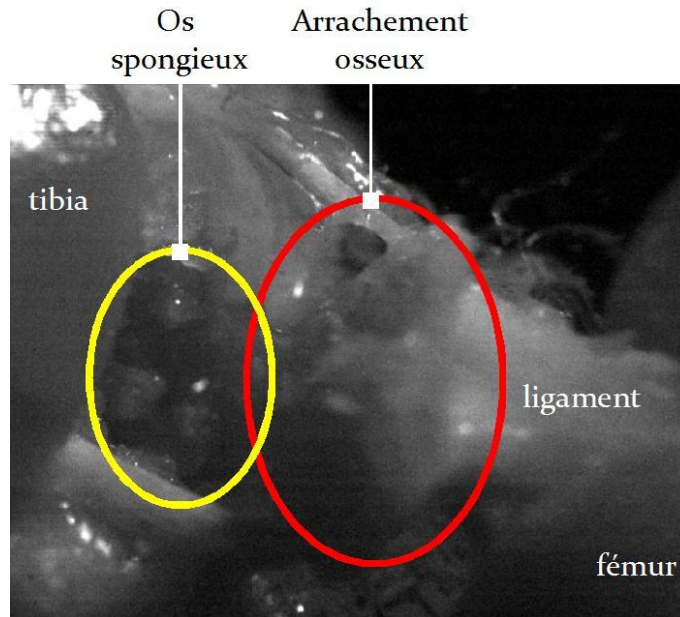


FIGURE 5.1 – Vue en zoom de la zone de rupture de l'échantillon 25

Il semble donc que chaque faisceau travaille indépendamment pendant l'essai et rompt à des valeurs d'effort différentes.

Lorsqu'on augmente légèrement la vitesse de traction, on remarque que la rupture est plus nette, même si elle suit à peu près le même schéma (voir figure 5.3). En effet, elle commence toujours par la rupture d'une fibrille, mais qui se propage directement à toute la face postérieure puis à tout le ligament, en conservant une évolution de l'arrière vers l'avant de l'articulation.

Il est intéressant de remarquer qu'en dynamique, l'amorce de rupture est la même : il y a détachement d'une fibrille de la face postérieure du ligament. La rupture n'a cependant pas le temps de se propager dans le ligament puisqu'elle est devancée par l'arrachement d'os qui est soudain et brutal (voir figure 5.4).

D'un point de vue visuel, on peut donc conclure que l'arrachement osseux n'est pas une rupture ligamentaire en soi, du moins, qu'il n'engage pas les mêmes mécanismes de rupture.

Quand il n'y a pas arrachement d'os, on peut observer, comme pour l'échantillon 34 (voir figure 5.5), que chaque faisceau rompt séparément de son voisin. Cette indépendance des faisceaux est flagrante sur cet essai 34 puisque finalement, une partie des faisceaux n'a pas le temps de rompre, et la rupture se fait par glissement des faisceaux les uns par rapport aux autres.

Toutes ces observations sont proches de celles effectuées par D. Subit sur les LCA humains. Il observe également une rupture ductile, qui se fait tout d'abord par "perte de cohésion entre les faisceaux de fibres" puis la rupture indépendante de chaque faisceau de fibres au niveau du site d'insertion tibiale. De plus, en dynamique, il observe que "la décohésion entre fibres est systématique. Les arrachements osseux des insertions fémorales et tibiales

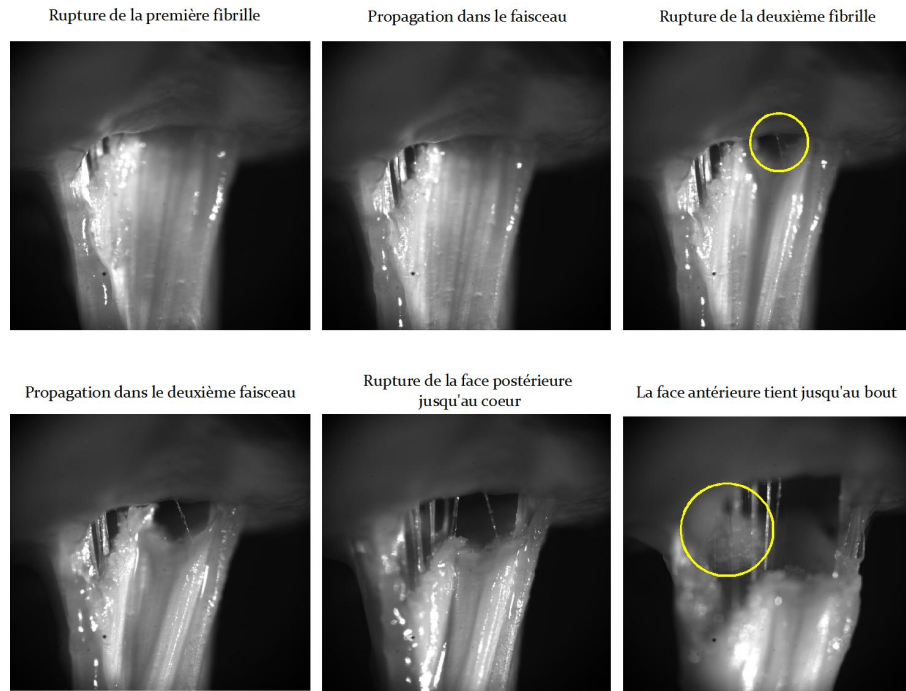


FIGURE 5.2 – Les différentes étapes de la rupture quasi-statique (échantillon 3)

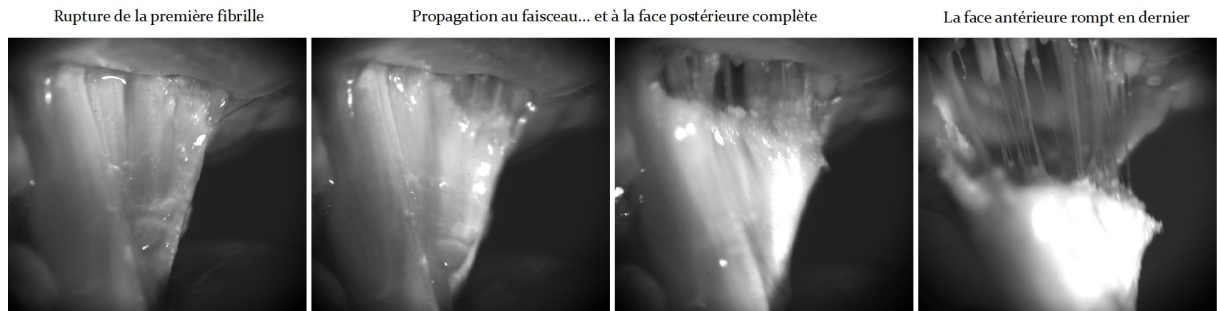


FIGURE 5.3 – Les différentes étapes de la rupture à faible vitesse (échantillon 9)

[...] sont profondes et touchent l'os spongieux", alors qu'en quasi-statique "c'est une fine couche d'os qui s'arrache sans laisser apparaître d'os spongieux".

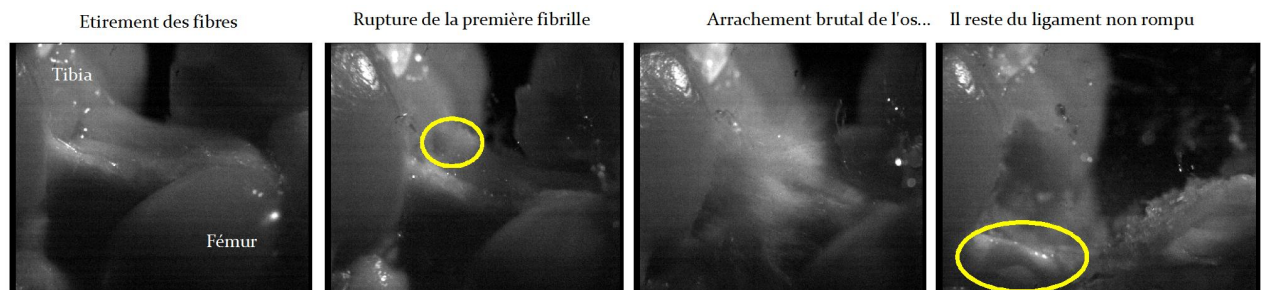


FIGURE 5.4 – Les différentes étapes de la rupture en dynamique avec arrachement d'os (échantillon 16)

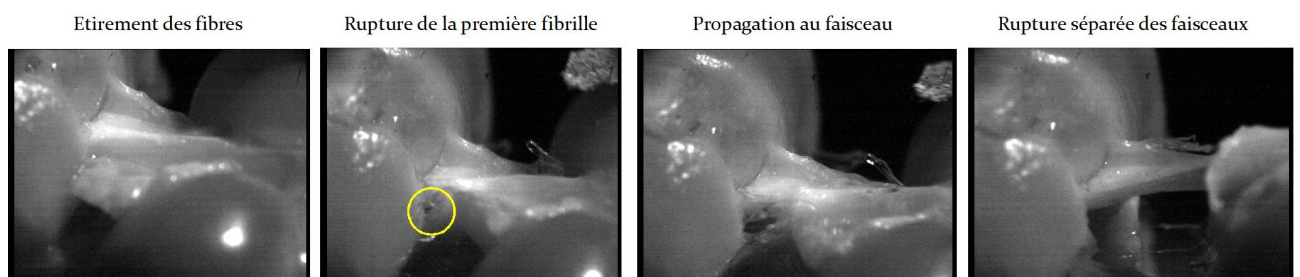


FIGURE 5.5 – Les différentes étapes de la rupture en dynamique (échantillon 34)

6.1 Une étude en stéréo

Comme on a pu le voir sur les courbes de traction, l'hypothèse de déformations planes n'est pas validée si on s'intéresse au comportement propre du ligament. Pour parvenir à extraire une courbe "ligament" à partir d'expériences sur le complexe os-ligament-os, il faut donc nécessairement prendre en compte l'aspect tridimensionnel des déformations. Cela implique un changement important au niveau du protocole, car il faut alors être capable d'observer le ligament en trois dimensions (par exemple avec l'utilisation de plusieurs appareils avec des angles de vues différents), mais aussi pouvoir réaliser la corrélation en trois dimensions.

Techniquement, ce changement est difficile à réaliser, pour plusieurs raisons :

- puisqu'aucun mouchetis ne semble être réalisable sur un matériau comme le ligament, il n'est pas certain que la corrélation effectuée dans d'autres plans fonctionne facilement.
- le ligament est ancré au milieu des condyles fémoraux, de sorte que dans tout autre plan que celui utilisé pour l'étude, on ne peut le voir complètement. Il risque donc fort d'y avoir une perte d'informations significative en prenant les photos d'un autre point de vue.
- enfin les problèmes d'encombrement et d'éclairage sont aussi potentiellement difficiles à gérer dans le cadre d'une étude en stéréo.

6.2 Compréhension globale de la rupture : approche biochimique et histologique

L'étude de la rupture n'a été faite que d'un point de vue macroscopique et visuel. Or, les études comme celles de D. Subit montrent que le siège de la rupture ligamentaire (pour ce qui concerne le LCA) est à trouver dans l'étude histologique du site d'insertion tibiale. Deux études se sont intéressées à la liaison os-ligament sur le site tibial à l'échelle microscopique [Woo 1990, Subit 2008]. Elles montrent que cette zone a une architecture particulière.

En effet, l'os - que l'on peut reconnaître facilement sur la figure 6.1 grâce aux ostéons - est séparé par la "cement line" d'une zone appelée CFC. Il s'agit de fibrocartilage calcifié et donc plutôt dur. Entre le CFC et le ligament en lui-même se trouve une zone mixte, appelée UFC, et délimitée par les lignes "tidemark" (en rouge) et "ligament line" (en vert). La zone UFC a

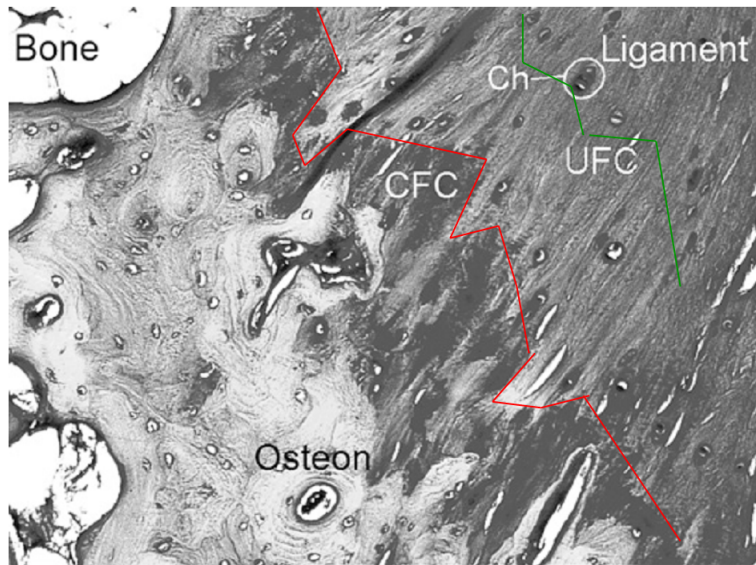


FIGURE 6.1 – La zone de transition os-ligament au microscope x10 Subit, 2008

une composition très particulière. En effet elle se compose de fibrocartilage non calcifié et permet au ligament de ne pas plier en arrivant sur l'os. A son niveau, les fibres de collagènes du ligament semblent s'orienter perpendiculairement à la tidemark. Cette tidemark est tout simplement le front de minéralisation du ligament. A l'intérieur de la zone UFC, le fibrocartilage est lui orienté parallèlement à la tidemark, permettant aux fibres de collagène (qui lui sont alors perpendiculaires) de s'y accrocher. La minéralisation mise à part, il n'y a pas de différence notable entre les zones CFC et UFC.

C'est donc dans ces deux zones - qui assurent le passage d'un matériau mou et très visqueux (le ligament) à un matériau beaucoup plus dur (l'os)- que semblent se passer les mécanismes importants pour la résistance du ligament.

Les études de rupture, pour être comprise dans sa globalité, devraient donc s'accompagner d'une analyse biochimique et histologique de la zone de transition tibia-ligament. En effet, comme tout matériau vivant, le comportement mécanique du tissu est directement relié à sa physiologie.

De plus, en s'intéressant à cette zone D. Subit a remarqué que le système d'attache des fibres de collagène à la matrice osseuse ressemble à un maillage spécifique. L'étude de cette zone, dans le cadre d'une corrélation avec les propriétés mécaniques semble donc indispensable si l'on veut modéliser la jonction entre l'os et le ligament.

Cette étude pourrait enfin être d'autant plus intéressante qu'au delà de la compréhension du mode de rupture, elle pourrait se révéler riche en enseignements sur les facteurs biologiques responsables du comportement mécanique, et donc améliorer à la fois les soins autour du ligament, mais aussi la conception de ligaments de synthèse et déterminer les facteurs de risque d'une rupture, pour l'anticiper, et traiter les sujets à risque.

6.3 Un modèle "ligament"

Si les résultats semblent indiquer que la fixation employée a peu d'influence sur la viscosité et les faibles déplacements - donc sur le modèle déterminé - il reste que la part de l'os ne peut être négligée lors du cyclage et de la relaxation. Ainsi, pour le moment, nous avons de façon certaine un modèle relatif au complexe os-ligament-os, mais il n'est pas possible avec les seules données que nous avons de quantifier à quel point le modèle propre du ligament en est proche ou non. Aussi serait-il intéressant de pouvoir émettre un modèle uniquement sur le comportement du ligament, pour le comparer à celui obtenu dans cette étude.

7.1 Conclusion sur le protocole

Le protocole employé qui combine un mode de fixation nouveau à une synchronisation vidéo des mesures permet d'appréhender entièrement le comportement du ligament, et plus généralement de toute partie de l'échantillon, d'évaluer les parts de la fixation et de l'os sur le déplacement total et de comprendre les mécanismes de rupture ce quel que soit le matériel utilisé. En effet, contrairement à d'autres méthodes employées dans des études différentes, le mode de fixation léger et facilement mis en oeuvre peut être adapté - du fait de l'utilisation - à tout type de moyen de mesure. Combiné à l'utilisation de la vidéo qui permet de s'affranchir des erreurs dues à la mise en place de l'échantillon, ce protocole peut alors être considéré comme universel, et répétable.

Malgré cela, il reste limité par certaines contraintes dues à la physiologie de l'échantillon. Tout d'abord le fait d'insérer le système de fixation à l'intérieur des os et non à l'extérieur comme c'est habituellement le cas, implique une fragilité plus grande de l'échantillon, qui a pu être constatée par des fentes du fémur pendant certains essais. De plus, comme on a pu le montrer, les déformations ligamentaires sont tridimensionnelles, et ne peuvent donc pas être complètement évaluées par le protocole tel qu'il est mis en place dans cette étude. Il est de plus probable que le fait de maintenir l'échantillon par une vis, et donc relativement loin du ligament augmente légèrement la liberté de mouvement de l'échantillon, et donc l'aspect tridimensionnel des déformations ligamentaires.

7.2 Apport de l'imagerie

Sans conteste, l'imagerie est la clef pour évaluer le déplacement et donc le comportement du ligament en lui-même, qui est, comme on a pu le montrer, très différent de celui du FATC. De plus, elle permet d'observer les mécanismes physiques pendant la rupture ligamentaire et de les relier aux mesures objectives d'effort et de déplacement. On peut ainsi comparer des observations visuelles à des valeurs calculées avec une bonne précision. Ensuite, en utilisant l'imagerie, on peut extraire beaucoup d'informations sur des parties ciblées de l'échantillon, et ainsi ne faire qu'un seul test là où précédemment, il en aurait fallu plusieurs. Enfin, l'imagerie permet de vérifier visuellement toute interprétation des mesures, ce qui n'était pas possible avant.

7.3 Conclusion sur les résultats

Cette étude a permis d'évaluer l'erreur commise en rapprochant le déplacement du ligament par celui du FATC, ainsi que celle induite par le mode de fixation. Elle a permis de mettre en place une méthode pour calculer intrinsèquement les propriétés mécaniques du FATC et du ligament, en s'affranchissant des influences extérieures. Pour chaque entité, il a pu être vérifié que la vitesse de sollicitation influence les valeurs de raideurs et d'effort à rupture, donc l'intérêt que continuer à tester le ligament à de grandes vitesses de sollicitations. De plus, un modèle viscoélastique issu de l'étude d'une vingtaine d'échantillons est proposé pour décrire le ligament.

Enfin, les observations visuelles et mesurées des mécanismes de ruptures ont permis de confirmer l'importance de la zone de transition os-ligament tibiale dans l'origine de la rupture, ainsi que le comportement indépendant des différents faisceaux du ligament soumis à une traction. De plus, il a pu être constaté que le phénomène d'arrachement osseux, présent dans notre cas uniquement pour les tests en dynamique, est différent de la rupture ligamentaire classique. Il survient en effet brusquement et violemment à n'importe quel "stade" de l'avancée de la rupture.

7.4 Limites

Le modèle émis a deux limites : tout d'abord, comme on peut le constater sur les graphiques, il ne suit pas complètement les courbes expérimentales pour les temps grands. De plus, il est obtenu à partir d'échantillons qui ont subi une relaxation à déplacement et non à déformation constante. Si les taux de relaxation peuvent avoir une bonne précision, les raideurs élastiques sont définies avec un écart-type important du fait des variabilités physiques inter-individuelles des échantillons. Enfin, l'essai de relaxation envisagé prend en compte toute la déformation du FATC, et n'est donc pas complètement représentatif du ligament en lui-même.

Le protocole envisagé n'avait pas prévu l'éventualité que les déplacements du ligaments ne soient pas contenus dans le plan de traction, donc le plan de l'image. Il n'a donc pas été possible dans cette étude de quantifier avec précision les propriétés mécaniques du ligament isolé, mais seulement d'évaluer que la différence avec celle du FATC est grande.

L'étude visuelle de la rupture n'est pas suffisante pour comprendre le comportement de la zone de transition os-ligament. Même si elle apporte beaucoup d'informations, il n'est pas envisageable de décrire la rupture ligamentaire sans s'intéresser à l'histologie et à la biochimie de cette zone particulière qui centralise les causes de la rupture ligamentaire. D'autant qu'il pourrait être très intéressant d'essayer de corrélérer des variabilités physiologiques à des différences de propriétés mécaniques macroscopiques.

TABLE DES FIGURES

1.1	L'articulation du genou - vue de derrière institut-hanche-genou.com	6
1.2	Structure du ligament, Issu de Silver, 2003	7
1.3	Coupe de tendon au microscope, Issu de Silver, 2003	7
2.1	Découpe des os, évidement de la moelle et mise en place de la résine	11
2.2	Photo de l'échantillon après préparation.	12
2.3	Déroulement des essais	12
2.4	Montage de l'échantillon sur machine INSTRON	13
2.5	Montage de l'échantillon sur barres de Hopkinson	13
2.6	Matériel d'essai sur Instron	14
2.7	Matériel d'essai sur barres de Hopkinson	14
2.8	Schéma du montage des barres de Hopkinson	15
2.9	Rupture entre l'os et le cartilage du fémur	17
2.10	Deux courbes de traction présentant un pic pré-rupture	18
2.11	Corrélation sur le fémur de l'échantillon 4	18
3.1	Préconditionnement de l'échantillon 4	19
3.2	Dernier cycle de conditionnement de l'échantillon 13	20
3.3	Energie de dissipation visqueuse	20
3.4	Modèle de Maxwell généralisé	21
3.5	Régression à 1, 3 et 2 exponentielles	21
3.6	Comparaison de la réponse du modèle à la courbe expérimentale pour l'échantillon 24	23
3.7	Le modèle modifié et la courbe expérimentale pour l'échantillon 24	23
4.1	Courbes de traction en quasi-statique	24
4.2	Courbes de traction en faible vitesse	25
4.3	Valeurs et écarts-types de l'effort max et de la raideur	25
4.4	Courbes de déplacement "traverse" et "FATC" pour l'échantillon 13	26
4.5	Part de la fixation dans le déplacement total pour tous les échantillons	27
4.6	Courbes de déplacement du FATC en quasi-statique	27
4.7	Courbes de déplacement du ligament, du FATC et de la traverse	28
4.8	Part de l'os dans le déplacement total pour tous les échantillons	28
4.9	Courbes de traction "ligament" de tous les échantillons	29
4.10	Echantillon 3 en traction maximum et après rupture	29
4.11	Effet des rotations planes sur l'échantillon 13	30

5.1	Vue en zoom de la zone de rupture de l'échantillon 25	32
5.2	Les différentes étapes de la rupture quasi-statique (échantillon 3)	33
5.3	Les différentes étapes de la rupture à faible vitesse (échantillon 9)	33
5.4	Les différentes étapes de la rupture en dynamique avec arrachement d'os (échantillon 16)	34
5.5	Les différentes étapes de la rupture en dynamique (échantillon 34)	34
6.1	La zone de transition os-ligament au microscope x10 Subit, 2008	36
8.1	Validation visuelle de la corrélation d'images	48
8.2	Déplacement propre du tibia et du fémur	49
8.3	Comparaison entre les déplacements traverse empirique et calculé	49
8.4	Courbes du FATC à faible vitesse	50
8.5	Les points de corrélation en dynamique pour l'échantillon 34	50

8.1 Articles

Deux articles sont proposés sur ce projet. Le premier concerne les éléments de protocole et l'aspect novateur et indispensable de l'utilisation de l'imagerie pour ce type d'expériences. L'autre décrit les résultats obtenus en terme de propriétés mécaniques ainsi que le modèle proposé (voir fichiers joints).

8.2 Synthèse bibliographique

La rupture

Quelques auteurs se sont intéressés au mode de rupture du ligament, surtout à haute vitesse de déformation, comme le montre le tableau suivant :

Auteur	Animal	Mode d'étude	Mode de rupture	Remarques
Woo 1987	lapin	visuel	axe ligament : BA axe tibia : SFT	Plusieurs angles de genou
Danto 1993	lapin	vidéo	LCA : SF	Pas d'effet de la vitesse
Su 2008	rat (MCL)	visuel	SFT	
Woo 1990	lapin (MCL)	Video palpation	jeunes : SFT + BA adulte : D	

Légende :

BA = arrachement d'os

SF = arrachement d'un des sites de fixation

SFT = arrachement du site tibial

D = rupture du ligament dans son corps

On remarque que la plupart du temps, dans les conditions d'angle du genou de 180° et dans le cas de sujets adultes, la rupture se fait au niveau du site de fixation tibial. C'est aussi ce que nous avons pu remarquer sur les essais faits sur les barres de Hopkinson.

Auteur	Vitesse s^{-1}	Espèce	Ligament	Peak load (N)	Force rupt (N)	Déf rupt (mm)	Raideur (N/mm)	E (Mpa)	σ rupt (Mpa)	ε rupt
Woo 1987	33%	Lapin	LCA	13 ± 3	330 ± 10	3.8 ± 0.4	140 ± 5			
Danto 1993	0.17 mm ¹	lapin	LCA					516 ¹		
	100% ²	humain	LCA					340 ²		
	0.016%	lapin	LCA					711 ± 18		
	1.68%	lapin	LCA					674 ± 62		
	381%	lapin	LCA					930 ± 71		
Noyes 1976	1	vieil homme	LCA		734 ± 266		129 ± 39	65.3 ± 24	13.3	
		jeune homme	LCA		1730 ± 660		182 ± 56	111 ± 26	37.8	
		singe	LCA		830 ± 2180		194 ± 28	186 ± 26	66.1	
Woo 1990	0.011%	jeune lapin	MCL		54 ± 3	2.6 ± 0.1	24 ± 1	610 ± 100		
	1.56%	jeune lapin	MCL		88 ± 3	2.9 ± 0.2	40 ± 2	700 ± 60		
	15%	jeune lapin	MCL		105 ± 8	3.2 ± 0.2	41 ± 3	860 ± 70		
	200%	jeune lapin	MCL		123 ± 6	3.5 ± 0.1	38 ± 1	970 ± 190		
	0.011%	lapin adulte	MCL		311 ± 12	6.4 ± 0.2	52 ± 1.6	700 ± 70		9.5%
	1.56%	lapin adulte	MCL		337 ± 24	6.6 ± 0.2	54 ± 2.5	800 ± 60		11%
	15%	lapin adulte	MCL		347 ± 14	6.3 ± 0.1	59 ± 2.8	910 ± 90		11.5%
	200%	lapin adulte	MCL		404 ± 7	6.6 ± 0.1	60 ± 1.7	760 ± 160		13%
	30%	lapin	MCL		205 ± 10				70 ± 10	7%
	27%	chien	MCL						60 ± 2	14%
Donahue 2001	2%	humain	tendon		2901 ± 289	0.19	145 ± 20	278 ± 46		1.131
	2%	boeuf	tendon		2914 ± 644	0.22	140 ± 21	278 ± 60		1.146
Su 2008	0.5	rat(charge cyclique)			22.6	1.75	17.5	314	51.3	22%
Shim 2006	570	homme (40 ans)	TL		291	1.86	204	42.6		
	3	homme	ALL					231	24.5	19.8
Ivancic 2007	≥ 250mm	homme	ALL	166		6.4	50			
	≤ 25mm	homme	ALL	117		5.8				
Maes 2006		meniscal attachment	LA		30	1.68			0.438	0.074

Mesure de la déformation et de la contrainte

Le tableau suivant présente les choix faits habituellement sur le mode de mesure de la déformation et de la contrainte.

Auteur	Animal	Ligament	Type d'essai	Mesure longueur	Déformation	Section
Woo 1983	lapin	MCL	Traction	micromètre	VDA (lignes)	$\mu mtre$
Woo 1987	lapin	ACL	Traction	allongement (machine)		
Woo 1990	lapin	MCL	Traction		VDA	modèle rectangulaire
Yahia 1991	cadavre frais	vertébral	Traction	allongement machine	extensomètre capteur effet hall	contour par tranche
Danto 1993	Lapin	ACL PT	Traction		VDA	système laser
Provenzano 2001	rat	Mcl	Traction		Vda marqueur sillicon graphite	Mesure optique épaisseur et largeur ellipse
Shim 2006	Homme	cervicaux	Traction Hopkinson		jauges déformation	
Ivancic 2007	homme	cervicaux	traction	effet Hall	Capteur de charge (allongement)	
Su 2008	rat	MCL/PT	150 cycles sin.	digital capilers		ellipse $A = \pi\omega t/4$

Modèles

Les modèles utilisés pour caractériser le comportement des ligaments sont rares, d'autant plus quand on augmente la vitesse de sollicitation. Le tableau suivant récapitule les quelques modèles envisagés dans les études précédentes :

Auteur	Animal	Vitesse /s	Paramètres mesurés	Modèles
Woo 1987	lapin LCA	33%	Energie, σ_r , ε_r	
Danto 1993	lapin LCA	0.016 - 381%	E, A, B, ε'	$\sigma = A(\exp[B\varepsilon] - 1)$
Donahue 2001	homme boeuf	2%	σ_r , ε_r $\sigma(t)$, $\varepsilon(t)$	linéaire
Su 2008	rat	0.5%	σ_r , ε_r , σ , ε , F_r , l_r , E, K	
Woo 1990	lapin	0.01-155%	raideur	
Shim 2006	homme ligaments cervicaux	$10^2 - 10^3$ %	nrj, E, K, σ_r , ε_r , F_r , l_r	$\sigma = a\varepsilon^b$, $\sigma = a\varepsilon + b\varepsilon^3$ E = coeff dir linéaire $W = S_0\sigma d\varepsilon$
Ivancic 2007	homme ligaments cervicaux	106 %	peak force, peak elongation peak nrj, raideur	raideur : polynôme ordre 2 dérivée à 25, 50 et 75 %

On remarque que les modèles utilisés sont très souvent linéaires, ou pour les plus récents quasi-linéaires (QLV) et ne prennent pas toujours en compte le caractère visqueux du ligament. Or, d'après l'étude de Provenzano (2001), le ligament a un comportement viscoélastique non-linéaire. Seulement les modèles non-linéaires sont difficiles à manipuler et surtout à implanter dans les codes de calcul. C'est pourquoi beaucoup d'études utilisent toujours des modèles quasi-linéaires, avec d'ailleurs un bon coefficient de corrélation [Lucas 2008].

8.3 Fiche de suivi échantillon

Fiche essai – échantillon n°
Instron

Date heure Opérateur

Quasi-statique Faible vitesse

Dossier Instron : dalsa : EOS :

montage
●
1

pré-
traction
●
2

conditi.
▲
3

maintien
●
3

relax
●
4

Décharge
compression
●
5

traction
▲
●
6

Photo 1	Photo 2	Photo 3	Photo 4	Photo 5 (1ère)	Photo 6 (dernière)

Valeur paramètres :

Prétraction (N)	5	Valeur cycles (Fmax/min)	
Vitesse cycles (mm/s)		Nb cycles	10
Valeur maintien (N)		Vitesse relax (mm/s)	
Temps relax (s)	150	Valeur relax (mm)	
Effort compression	-2	Vitesse traction (mm/s)	

Synchronisation EOS/dalsa :

Remarques :

8.4 Corrélation

Calcul des déformations planes

On fait d'abord l'hypothèse que puisque l'on réalise un essai de traction, les déformations du ligament sont planes (dans le plan de la photo). On effectue la corrélation tout d'abord en deux points sur chaque échantillon : un point très proche du ligament du côté du tibia, et un autre très proche du ligament du côté du fémur. On obtient pour chaque point les valeurs de déplacement vertical (U) et transverse (V). On peut alors exprimer le déplacement plan du ligament par :

$$d(t) = L(t) - L_0$$

Avec L_0 la longueur initiale du ligament calculée en fonction des coordonnées des points de départ :

$$L_0 = \sqrt{(coorx_1 - coorx_2)^2 + (coory_1 - coory_2)^2}$$
$$L_0 = \sqrt{L_{x0}^2 + L_{y0}^2}$$

Et $L(t)$ la longueur du ligament à l'instant t définie par :

$$L(t) = \sqrt{(L_{x0} + (U_{femur} - U_{tibia}))^2 + (L_{y0} + (V_{femur} - V_{tibia}))^2}$$

Vérification des résultats

Pour vérifier la courbe obtenue par corrélation, et donc s'assurer qu'il s'agit bien des déformations planes relatives au ligament, on peut employer deux méthodes : l'une calculatoire, l'autre visuelle.

La méthode visuelle consiste à utiliser le fichier de corrélation, qui contient les images, les coordonnées des points de départ, et les 4 valeurs de U et de V à chaque instant, pour chaque point corrélé (on corréle en fait un carré, et on connaît les valeurs du déplacement en chaque coin). En traçant en même temps sur chaque photo un cercle dont les coordonnées du centre sont données par les coordonnées initiales + moyenne de U et V à chaque instant (voir figure 8.1), on peut, sur chaque photo, suivre le résultat de la corrélation et vérifier visuellement qu'on a bien suivi la zone de départ, qu'il n'y a pas eu de glissement ou de problème de calcul.

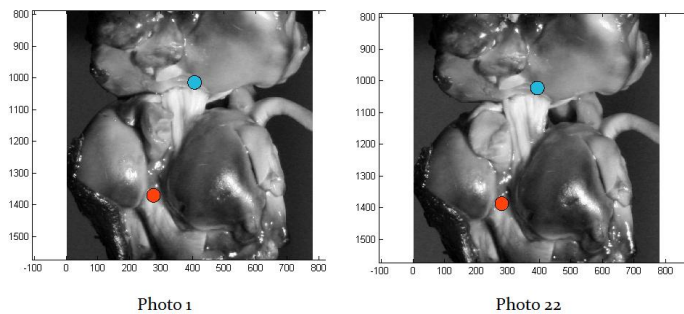


FIGURE 8.1 – Validation visuelle de la corrélation d'images

La méthode calculatoire consiste à se dire que la différence entre le déplacement transverse et le déplacement ligament, doit normalement être entièrement due à la déformation de l'os

et de la fixation. Les volumes d'os tibia et fémur étant sensiblement les mêmes, on peut faire l'hypothèse qu'il y a une symétrie de part et d'autre de l'échantillon.

Ainsi, si l'on trace la courbe $depl_{traverse} - depl_{femur}$, soit la courbe représentative de la déformation du fémur et de sa fixation, et la courbe $depl_{tibia} - depl_{cellule-effort(=0)}$ on doit obtenir sensiblement les mêmes courbes. Elles nous donnent le comportement propre de l'os, de la résine et de la vis (voir figure 8.2).

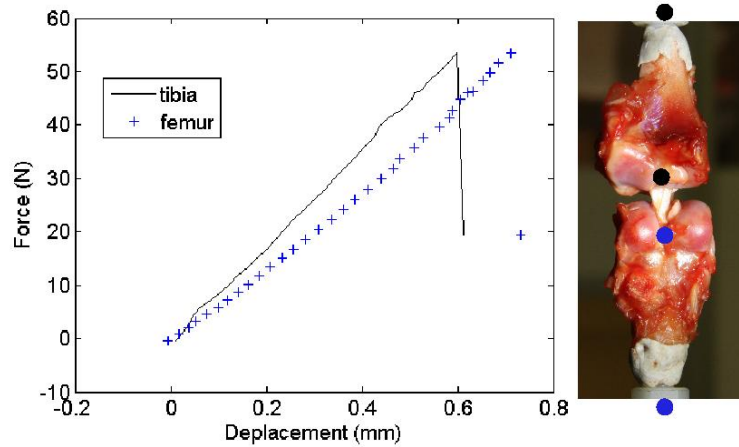


FIGURE 8.2 – Déplacement propre du tibia et du fémur

Enfin, en traçant $d(t) + 2 * depl_{tibia}$ on doit obtenir à nouveau une courbe ressemblant au déplacement traverse. Puisque c'est le cas (voir figure 8.3), on peut en conclure que les hypothèses et suppositions que nous avons faites sont justes, et on peut avoir une bonne confiance dans les courbes de déplacement ligament.

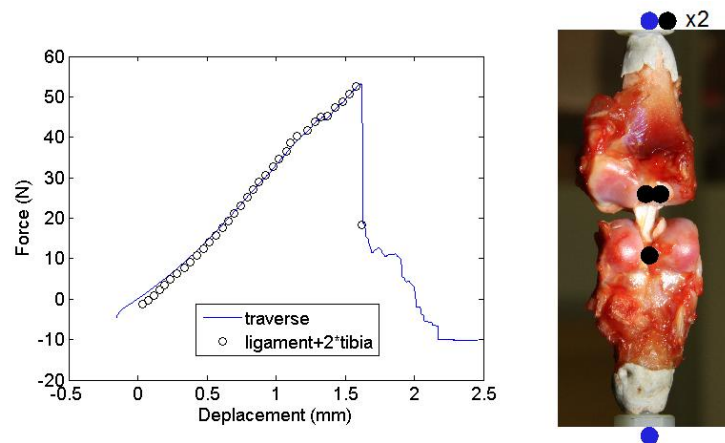


FIGURE 8.3 – Comparaison entre les déplacements traverse empirique et calculé

8.5 Etude à faible vitesse et en dynamique

De la même manière qu'en quasi-statique on peut tracer les courbes représentatives de FATC pour les essais à faible vitesse. Elles sont obtenues à partir de la corrélation d'images effectuées sur les os. Du fait du peu d'images disponibles pour cette essai (moins de 10), le lissage des courbes induit une erreur dont il faut tenir compte (voir figure 8.4).

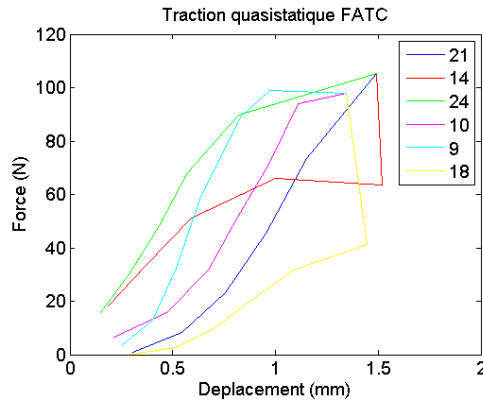


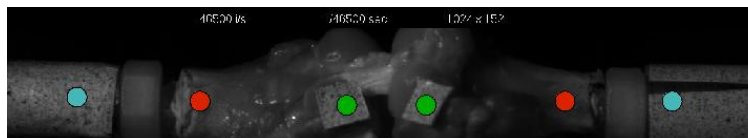
FIGURE 8.4 – Courbes du FATC à faible vitesse

On obtient alors une valeur de raideur moyenne (qu'il faut prendre avec précaution) d'environ 120 ± 15 N/mm.

En dynamique, on peut effectuer le même travail que sur les résultats de la machine électromécanique, en effectuant une corrélation d'image à différents endroit :

- sur l'extrémité des barres mouchetées pour obtenir le déplacement total de l'échantillon
- sur les os, proches de la fixation pour obtenir le déplacement du FATC
- sur les gommettes mouchetées collées proches du ligament pour obtenir le déplacement du ligament.

L'étude complète des essais dynamiques n'a pas pu être réalisée à l'heure actuelle par faute



Localisation des corrélations :
● Échantillon ● FATC ● Ligament

FIGURE 8.5 – Les points de corrélation en dynamique pour l'échantillon 34

de temps. Les résultats attendus sont :

- une influence de la fixation semblable à celle calculée en quasi-statique
- des courbes effort/déplacement sur le FATC pour en déduire des valeurs moyennes d'effort à rupture et de raideur, et vérifier ainsi l'influence de la vitesse de sollicitation sur ces valeurs.
- des courbes représentatives du ligament qui auront sûrement comme en quasi-statique des

valeurs parfois négatives en déplacement, car d'après les vidéos des essais, il semble que les rotations hors plan de la caméra existent également pour cet essai.